

Variation der Ausgangsbedingungen für statische
Belastungssituationen der Rumpfmuskulatur zur
Identifikation etwaiger Hysteresephänomene

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades

doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Jonas Kolata
geboren am 30.07.1987 in Erfurt

Gutachter:

- 1. PD Dr. Christoph Anders, Jena**
- 2. Prof. Dr. Frank Richter, Jena**
- 3. Dr. sc. Wolfgang Laube, Kempen**

Tag der öffentlichen Verteidigung: 02.06.2015

Inhaltsverzeichnis

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	VII
1 ZUSAMMENFASSUNG	1
2 EINLEITUNG.....	3
2.1 Rumpf und Rumpfmuskulatur - essentielle Bestandteile, Einteilung und Funktion	3
2.2 Rückenschmerzen	6
2.3 Die Elektromyographie (EMG)	10
2.3.1 Grundlagen der muskulären Erregbarkeit.....	10
2.3.2 Entstehung des EMG-Signals	11
2.3.3 OEMG und NEMG	11
2.3.4 Eigenschaften des OEMG.....	13
2.3.5 Anwendungsmöglichkeiten des OEMG	14
2.3.6 Ableitungsverfahren des OEMG	15
2.3.7 Signableitung und –verarbeitung	15
2.4 Die Hysterese	17
2.4.1 Das Henneman-Prinzip	21
2.5 CTT Centaur	22
3 ZIELE DER UNTERSUCHUNG UND HYPOTHESEN	24
4 MATERIAL UND METHODEN.....	26
4.1 Probanden	26
4.2 Untersuchung.....	27
4.2.1 Untersuchungsvorbereitung	27
4.2.2 Untersuchungsablauf	29
4.2.2.1 Testsituation „Normal“ (ohne Hysterese)	30
4.2.2.2 Testsituation „Hysterese“	30
4.3 Signableitung	31

4.4	Signalverarbeitung	31
4.5	Auswerteparameter	32
4.5.1	Amplituden-Mittelwert.....	32
4.5.2	Medianfrequenzen	34
4.6	Statistische Auswertung	35
5	ERGEBNISSE	37
5.1	Varianzanalyse (ANOVA)	37
5.1.1	Varianzanalyse für absolute Amplitudenwerte	37
5.1.2	Varianzanalyse für relative Amplitudenwerte	39
5.1.3	Varianzanalyse für Medianfrequenzen	41
5.2	Analyse der einzelnen Rumpfmuskeln bezüglich der beiden Testsituationen Normal und Hysterese in Hauptkraftrichtung der jeweiligen Muskeln	43
5.2.1	Absolute Amplitudenwerte	44
5.2.1.1	Geschlechtsspezifische Unterschiede für die Situationsdifferenzen der absoluten Amplitudenwerte	47
5.2.2	Relative Amplitudenwerte	48
5.2.3	Medianfrequenzen	49
5.2.3.1	Geschlechtsspezifische Unterschiede für die Situationsdifferenzen der Medianfrequenzen	51
5.3	Analyse der einzelnen Rumpfmuskeln bezüglich der beiden Testsituationen Normal und Hysterese entgegen der Hauptkraftrichtung der jeweiligen Muskeln	52
5.3.1	Absolute Amplitudenwerte	52
5.3.1.1	Geschlechtsspezifische Unterschiede für die Situationsdifferenzen der absoluten Amplitudenwerte	54
5.3.2	Relative Amplitudenwerte	54
5.3.3	Medianfrequenzen	54
5.3.3.1	Geschlechtsspezifische Unterschiede für die Situationsdifferenzen der Medianfrequenzen	56
5.4	Analyse aller Muskeln über die applizierten Belastungssituationen	56
5.4.1	Analyse der absoluten Amplitudenwerte aller Muskeln über die applizierten Belastungssituationen für alle Probanden	56
5.4.2	Analyse der geschlechtsspezifischen Unterschiede für die absoluten Amplitudenwerte über die applizierten Belastungssituationen	59
5.4.3	Analyse der Medianfrequenzen aller Muskeln über die applizierten Belastungssituationen für alle Probanden	62

5.4.4	Analyse der geschlechtsspezifischen Unterschiede für die Medianfrequenzen über die applizierten Belastungssituationen.....	64
5.5	Analyse der Koordinationsmuster über die applizierten Belastungssituationen	67
5.5.1	Vorkippung	68
5.5.2	Rückkipfung.....	70
5.5.3	Analyse der geschlechtsspezifischen Unterschiede der Koordinationsmuster für die applizierten Belastungssituationen.....	73
5.5.3.1	Vorkippung	74
5.5.3.2	Rückkipfung	75
5.6	Seitendifferenzen der absoluten Amplitudenwerte.....	77
5.6.1	Seitendifferenzen während den applizierten Belastungssituationen	78
5.6.2	Seitendifferenzen im Vergleich zwischen den Testsituationen Normal und Hysterese bei gleichem Kippwinkel.....	79
5.6.3	Geschlechtsspezifische Unterschiede der Seitendifferenzen im Vergleich der Testsituation Normal und Hysterese	81
6	DISKUSSION	82
6.1	Allgemeines	82
6.2	Hypothese 1: Hysterese in Hauptkraftrichtung der Muskulatur	83
6.2.1	Bauchmuskulatur	85
6.2.2	Rückenmuskulatur	86
6.3	Hypothese 2: Hysterese entgegen der Hauptkraftrichtung der Muskulatur	88
6.3.1	Bauchmuskulatur	88
6.3.2	Rückenmuskulatur	89
6.4	Hypothese 3: Hysterese über alle applizierten Belastungssituationen	91
6.5	Diskussion der erhobenen Systematik.....	94
6.5.1	Amplitudenwerte	95
6.5.2	Frequenzwerte	102
6.6	Hypothese 4: Veränderungen des Koordinationsmusters zwischen den beiden Testsituationen	105
6.7	Methodenkritik	108
6.8	Zusammenfassung der Diskussion	110
6.9	Klinische Relevanz/Ausblick	110

7	SCHLUSSFOLGERUNG	112
8	LITERATURVERZEICHNIS	114
9	ANHANG.....	121
9.1	Untersuchungsprotokoll	121
9.2	Danksagung	125
9.3	Ehrenwörtliche Erklärung	126

Abkürzungsverzeichnis

A/D	Analog-Digital
AKZ	Amplituden-Kraft-Zusammenhang
BFMC	engl.: Biofeedback Motor Control
bit	engl.: binary digit
BMI	engl.: body mass index
cm	Zentimeter
CTT	computergestütztes Test- und Trainingsgerätesystem
CURS	chronisch unspezifischer Rückenschmerz
EEA	Effizienz der elektrischen Aktivität
EKG	Elektrokardiogramm
EMG	Elektromyographie
es	M. longissimus
GOHM	Gigaohm
HKR	Hauptkraftrichtung
Hz	Hertz
ico	M. iliocostalis
KM	Koordinationsmuster
l	links
Lig	lat.: ligamentum (das Band)
m	lat.: musculus (der Muskel)
ME	Motorische Einheiten
MF	Medianfrequenz
mf	M. multifidus
Mm	lat.: muscoli (die Muskeln)
ms	Millisekunde
MUAP	engl.: Motor Unit Action Potential
mV	Millivolt
MVC	engl.: Maximum voluntary contraction (maximal aufbringbare Kraft)
MW	Mittelwert
µV	Mikrovolt
NEMG	Nadelelektromyographie

oe	M. obliquus externus
OEMG	Oberflächenelektromyographie
oi	M. obliquus internus
OKG	Oberkörpergewicht
R	Rückkipfung
r	rechts
ra	M. rectus abdominis
RFD	engl.: residual force depression (zurückbleibende Kraftverringerng)
RFE	engl.: residual force enhancement (zurückbleibende Krafterhöhung)
RMS	engl.: root mean square (Wurzel des Mittelwertes der Amplitudenquadrate)
s	Sekunde
SAP	Summenaktionspotenzial
SD	Standardabweichung
SiD	Situationsdifferenz
SENIAM	Surface Electromyography for the non-invasive Assessment of Muscles
Sex	engl: das Geschlecht
V	Vorkipfung
vs.	versus
WS	Wirbelsäule

1 Zusammenfassung

Der chronisch unspezifische Rückenschmerz stellt eines der größten Gesundheitsprobleme Deutschlands dar. Trotz vielfältiger diagnostischer Mittel bleibt seine Genese oft unklar. Der chronische und langwierige Verlauf dieser Krankheit ist mit einem hohen Leidensdruck für die Patienten sowie einer enormen volkswirtschaftlichen Belastung verbunden. Zunehmend werden Koordinationsstörungen im Bereich der Rumpfmuskulatur als mögliche Ursache für die Entstehung dieses Krankheitsbildes beschrieben. Daher scheint es sinnvoll und notwendig die genaue Funktionsweise der Rumpfmuskulatur zu erforschen, um später pathologische Abweichungen detektieren zu können. Dies wiederum könnte potentielle Ursachen für die Entstehung dieser Krankheitsentität aufzeigen und zur Etablierung effektiver therapeutischer und präventiver Maßnahmen beitragen.

Ziel dieser Arbeit ist eine Erweiterung des Verständnisses der Funktionsweise der Rumpfmuskulatur. Im Speziellen soll diese unter statischer Belastung auf das Vorkommen sogenannter Hysteresephänomene nach Variation der Ausgangsbedingungen untersucht werden.

Der ursprünglich aus dem Bereich des Ferromagnetismus stammende Begriff der Hysterese bezeichnet ein Systemverhalten bei dem der Zustand einer bestimmten Größe A nicht nur von einer bestimmten Einflussgröße B, sondern auch vom eigenen Ausgangszustand, also von der eigenen Historie, abhängt. Folglich kann die Größe A in einem System bei identischer Einflussgröße B, welche unabhängig veränderlich ist, mehrere unterschiedliche Zustände einnehmen.

Mittels OEMG-Messung wurde die neuromuskuläre Aktivität ausgewählter Rumpfmuskeln von 43 gesunden Probanden (22 Frauen und 21 Männer) während statischen Belastungssituationen bestimmt. Die Lastapplikation erfolgte dabei durch ein neuartiges Gerät, dem CTT Centaur. In diesem wird der Proband nur an Hüfte und Oberschenkeln fixiert, während der Oberkörper frei beweglich bleibt. Durch Dreh- und Kippbewegungen des Gerätes im Raum wird, bei gleichzeitiger Stabilisierung des Oberkörpers in der Körperlängsachse, eine Aktivierung der Rumpfmuskulatur realisiert. Während der Untersuchung erfolgten graduierte Vor- und Rückkippen in verschiedene Testwinkel. Dabei wurden gleiche Testwinkel auf unterschiedliche Weise angesteuert, indem die Probanden entweder aus einer bzgl.

der Körperlängsachse senkrechten 0°-Position oder aus einer waagerechten 90°-Position in den interessierenden Testwinkel gefahren wurden. Es ergeben sich zwei verschiedene Testsituationen für gleiche Testwinkel: eine ohne und eine mit vorheriger Belastung der Rumpfmuskulatur. Die Aktivität der Rumpfmuskulatur für gleiche Testwinkel bei dieser Variation der Ausgangsbedingungen (Hysterese) wurde mittels aus den OEMG-Daten bestimmter Parameter (Amplitudenmittelwert und Medianfrequenz) verglichen.

Die Amplitudenwerte stellen sich nach vorheriger Belastung überwiegend größer dar als ohne vorherige Beanspruchung. Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen bestehen bei Aktivierung der Muskulatur in ihrer Hauptkraftrichtung vor allem für kleinere Testwinkel. Mit steigendem Kippwinkel sinkt die Ausprägung dieser Unterschiede. Bei Aktivierung der Muskeln entgegen ihrer Hauptkraftrichtung besteht dieses Hysteresephänomen über alle applizierten Belastungssituationen.

Die Frequenzparameter zeigen nach vorheriger Belastung fast ausschließlich niedrigere Werte als ohne vorherige Beanspruchung. Dies gilt sowohl für die Aktivierung der Muskeln in als auch entgegen ihrer Hauptkraftrichtung. Die Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen sind dabei weniger stark ausgeprägt als für die Amplitudenwerte. Generell können keine systematischen Geschlechtsunterschiede beobachtet werden.

Die Resultate verdeutlichen, dass Hysteresephänomene in Bezug auf das neuromuskuläre Ansteuerungsverhalten der Muskulatur existieren. Dabei beeinflusst eine vorherige Belastung die Muskulatur vor allem im Bereich von niedrigen Beanspruchungsniveaus sowie bei koordinativen Aufgaben. Ursachen für die Entstehung von chronisch unspezifischen Rückenschmerzen sollten deshalb vorwiegend im Bereich niedriger Belastungsintensitäten gesucht werden. Des Weiteren kann eine erhöhte Ko-Kontraktion nach vorheriger Belastung identifiziert werden, welche auch im zeitlichen Verlauf bestehen bleibt. Dies spricht für den Erhalt eines erhöhten „Stabilitätsstatus“ der wirbelsäulen-stabilisierenden Rumpfmuskulatur, was funktionell eine Art Schutzmechanismus bei erneuter Krafteinwirkung darstellen könnte. Die gefundenen Ergebnisse der Frequenzwerte weisen auf ein unterschiedliches Verhalten bei der Rekrutierung motorischer Einheiten in Abhängigkeit von der Muskelkontraktionsart hin. Zur Klärung dieses in der Literatur kontrovers diskutierten Themas bieten die vorliegenden Resultate eine Erweiterung der Erkenntnisse vor allem im Bereich statischer Belastungssituationen.

2 Einleitung

2.1 Rumpf und Rumpfmuskulatur - essentielle Bestandteile, Einteilung und Funktion

Der Rumpf (lat. truncus = der Stamm) stellt anatomisch den zentralen Abschnitt des menschlichen Körpers dar, dessen knöcherner Rahmen durch die Wirbelsäule (WS), den Brustkorb und das Becken gebildet wird (Aumüller et al. 2007). Die aus Knochen und Muskeln bestehende Rumpfwand umgibt die drei großen Körperhöhlen (Brust-, Bauch- und Beckenhöhle) und wird in einen vorderen, einen hinteren und einen seitlichen Teil gegliedert.

Als zentraler Bestandteil des Rumpfes bildet die WS das Achsenskelett, mit welchem die Extremitäten und die Rippen verbunden sind (Aumüller et al. 2007). Sie besteht aus 24 gegeneinander beweglichen Einzelsegmenten, welche durch Zwischenwirbelscheiben und Bänder miteinander verbunden sind. Kaudal schließen sich fünf zum Kreuzbein verschmolzene Sakralwirbel sowie drei bis fünf rudimentär vorhandene Steißwirbel an. Die Funktionen der WS sind vielfältig. Sie überträgt das Gewicht von Kopf, Hals, Rumpf und Armen auf die Beine, dient zur Dämpfung axialer Stöße und umgibt als knöcherne Schutzhülle das Rückenmark. Die WS ist durch ihren Aufbau zu komplexen Bewegungen in allen drei Körperebenen fähig, muss jedoch beim aufrechten Stand und Gang auch eine stabilisierende Funktion erfüllen. Die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts der WS - ein enges Zusammenspiel zwischen Bewegung und Stabilität - wird durch die Interaktion verschiedenster Strukturen realisiert. Diese lassen sich in ein passives, ein aktives und ein neurales System untergliedern (Panjabi 1992b). Zum passiven System werden knöcherne und ligamentäre Strukturen wie Wirbelkörper, Facettengelenke, Bandscheiben, Bänder und Gelenkkapseln gezählt, welche die Integrität der WS bei der Ausführung von Bewegungen, vor allem über das natürliche Ausmaß hinaus, sichern. Das aktive System bilden Muskeln und Sehnen, welche die WS umspannen und Kräfte auf sie ausüben können. Propriozeptoren in Sehnen, Muskeln oder Ligamenten, periphere Nerven sowie das zentrale Nervensystem stellen das neurale Kontroll- und Steuerungssystem dar. Das korrekte Zusammenspiel der drei Systeme wird als Grundvoraussetzung für ein funktionsfähiges, wirbelsäulenstabilisierendes System insgesamt angesehen (Panjabi 1992a).

Die Muskulatur des Rumpfes wird unter klassisch-anatomischen Gesichtspunkten in Bauch-, Rücken- und Atemmuskulatur eingeteilt.

Die Rückenmuskulatur kann hinsichtlich ihrer embryonalen Herkunft, Innervation und Funktion weiter in die autochthone (altgriechisch, „vor Ort entstanden“) und nicht autochthone Muskulatur untergliedert werden (Aumüller et al. 2007). Die autochthone Rückenmuskulatur stellt den phylogenetisch älteren Teil dar, entwickelt sich ortsständig aus den dorsalen Myotomen und erhält ihre Innervation aus den Rami posteriores der Spinalnerven. Ihre Hauptfunktion besteht in der Bewegung des Rumpfes sowie der dauerhaften Stabilisierung der WS. Wegen ihrer Hauptfunktion - dem Aufrichten der WS - wird die autochthone Rückenmuskulatur auch als M. erector spinae bezeichnet und erstreckt sich entlang der WS vom Becken bis zum Hinterhauptbein. Je nach Ansatz und Ursprung der einzelnen Muskeln an Wirbelkörpern, Beckenknochen und Rippen erfolgt die weitere Einteilung in ein spinales, transversospinales, sakrospinale, spinotransversales und intertransversales System. Einen besonders kräftigen Anteil des transversospinalen Systems bildet vor allem im Lumbalbereich der M. multifidus (mf). Hauptbestandteile des sakrospinalen Systems stellen, aufgrund ihrer Masse und Effizienz bei der Streckung der WS, der M. iliocostalis (ico) und der M. longissimus (es) dar.

Die embryologisch sekundär eingewanderte nichtautochthone Rückenmuskulatur entwickelt sich aus den oberen Extremitätenknospen und erhält ihre Innervation aus dem jeweiligen Ursprungsgebiet der Organanlage, also aus den Rami anteriores der Spinalnerven. Sie kommt oberflächlich des M. erector spinae zu liegen und inseriert teilweise an Schulterblatt und Humerus. Dementsprechend besteht ihre Funktion nur sekundär in der Bewegung bzw. Stabilisierung des Rumpfes. Wichtige Aufgaben stellen die Bewegung der oberen Extremität und die Beeinflussung der Atemmechanik dar. Als Vertreter dieser Gruppe sind beispielhaft der M. serratus poster inferior, der M. trapezius sowie der M. latissimus dorsi zu nennen.

Die vordere und seitliche Bauchwand bilden vier eher flache Bauchmuskeln und deren Aponeurosen. Dabei erfolgt die Namensgebung anhand ihrer Verlaufsrichtung. Ventral verläuft in annähernd kranio-kaudaler Richtung der M. rectus abdominis (ra) von Symphyse zu Sternum und medialem Rippenbogen. Die seitliche Bauchwand wird gebildet durch die schrägen Bauchmuskeln M. obliquus externus abdominis (oe) und M. obliquus internus abdominis (oi), deren Fasern überwiegend senkrecht zueinander verlaufen, sowie den M. transversus abdominis mit horizontalem

Faserverlauf. Gemeinsam ist ihnen der Ansatz und Ursprung an Beckenkamm, Leistenband sowie Rippenbögen und Querfortsätzen der WS (Schünke et al. 2007). Als hintere Bauchwandmuskeln bezeichnet man den M. quadratus lumborum sowie den M. iliopsoas, welche genau wie die Atemmuskeln (Diaphragma und Mm. intercostales) in vorliegender Arbeit aber nur eine untergeordnete Rolle spielen.

Ein Ansatz zur anatomisch-funktionellen Einteilung der Rumpfmuskulatur stammt von Bergmark aus dem Jahr 1989 (Bergmark 1989). Er unterscheidet, je nach Ansatz und Ursprung einzelner Muskeln, ein lokales von einem globalen System.

Die Muskeln des lokalen Systems inserieren ausschließlich an den Wirbelkörpern, liegen tief und gelenknah, und überspannen ein oder mehrere Bewegungssegmente. Vertreter dieser Gruppe stellen u.a. die tiefen Anteile des mf sowie der M. transversus abdominis dar. Aufgrund ihrer geringen Muskelquerschnittfläche und kurzen Hebelarme ordnet Bergmark dieser Muskelgruppe hauptsächlich wirbelsäulenstabilisierende Funktionen sowie die Kontrolle der doppel-S-förmigen WS-Krümmung zu. Die Realisierung dieser Aufgaben wird durch einen hohen Anteil an oxidativen (Typ 1) Fasern und eine permanente tonische Aktivierung auf niedrigem Kraftniveau erreicht (McFadden et al. 1984, Jorgensen et al. 1993). Diese Muskeln reagieren dementsprechend auf jede Lage- bzw. Haltungsänderung der WS.

Die Muskeln des globalen Systems verbinden das Becken mit dem Thorax, überspannen mehrere Bewegungssegmente und haben hauptsächlich eine mobilisierende Funktion. Zu dieser Gruppe gehören u.a. die schrägen Bauchmuskeln sowie der ra, der ico und der es. Durch ihre anatomische Anordnung und einen hohen Anteil an glykolytischen (Typ 2) Fasern sind sie in der Lage, höhere Kräfte zu entwickeln und somit Bewegungen zu initiieren und durchzuführen (Haggmark und Thorstensson 1979). Jedoch tritt dadurch im Vergleich mit den Muskeln des lokalen Systems eine schnellere Ermüdung ein.

Das Modell von Bergmark erfährt eine entscheidende Erweiterung durch Comerford und Mottram im Jahr 2001 (Comerford und Mottram 2001). Diese behalten die grundsätzliche Unterteilung in ein globales und lokales System bei, untergliedern jedoch das globale System nach morphologisch-funktionellen Gesichtspunkten in einerseits global-stabilisierende und andererseits global-mobilisierende Muskeln. Die

Unterteilung in die drei Untergruppen erfolgt anhand der Kriterien Aktivitätscharakteristik, Kontraktionsform und Aktivität bei Bewegung:

Lokal stabilisierende Muskeln sind gekennzeichnet durch eine tonische, kontinuierliche, nicht von Bewegung abhängige Aktivität und eine geringfügige bzw. keine Längenänderung bei der Kontraktion. Sie dienen zur Kontrolle der Segmentbewegung. Diese Funktion stellt sich in einer neutralen Position des Rumpfes, in der die Stabilitätsfunktion von passiven Strukturen wie Bändern und Kapselsystemen gering ist (Panjabi 1992a), als besonders bedeutend dar.

Global stabilisierende Muskeln zeigen eine phasische, diskontinuierliche und von Bewegung abhängige Aktivitätscharakteristik, sowie eine exzentrische Längenänderung bei Kontraktion. Ihre Aufgabe besteht in der Erzeugung von Kraft zur Kontrolle des Bewegungsausmaßes. Zu dieser Gruppe werden z.B. die schrägen Bauchmuskeln gezählt.

Wie die global stabilisierenden Muskeln weisen auch die global mobilisierenden Muskeln eine phasische, diskontinuierliche und von Bewegung abhängige Aktivität auf. Bei ihrer Kontraktion kommt es jedoch zu einer konzentrischen Längenänderung. Ihre Hauptfunktion besteht in der Erzeugung von Kraft zur Durchführung von Bewegungen. Der ra, ico sowie der es werden der Gruppe der „globalen Mobilisierer“ zugeordnet.

Aktuellere Untersuchungen (Anders et al. 2007a, Anders et al. 2007b, Anders et al. 2008, Anders et al. 2009) haben jedoch gezeigt, dass einzelne Muskeln, je nach Beanspruchung, Aktivitätsmuster aus beiden - dem stabilisierenden und dem mobilisierenden System aufweisen. Eine starre Einordnung der Rumpfmuskulatur in einzelne Systeme muss daher vorsichtig betrachtet und kritisch hinterfragt werden.

2.2 Rückenschmerzen

Rückenschmerzen stellen in der westlichen Bevölkerung eines der häufigsten Krankheitsbilder dar. Dabei führt dieses sowohl zu funktionellen Einschränkungen des betroffenen Individuums, als auch zu einer enormen volkswirtschaftlichen Belastung (Gobel 2001). Studien bestätigen eine hohe Prävalenz von Rückenschmerzen in der Bevölkerung Deutschlands. Ergebnisse der Deutschen Rückenschmerzstudie 2003/2006 (Schmidt et al. 2007) zeigen eine Punktprävalenz von 37,1%, eine 1-Jahres Prävalenz von 76,0% und eine Lebenszeitprävalenz von

85,5%, mit ausgeprägten Schwankungen zwischen den analysierten Regionen Deutschlands. Unterschiede zwischen Männern und Frauen sind dabei sehr gering ausgeprägt (Raspe 2012).

Aus der hohen Prävalenz der Rückenschmerzen resultiert ein enormer volkswirtschaftlicher Kostendruck. Sogenannte direkte Kosten, wie Arztbesuche, Krankenhausbehandlungen, Physiotherapien, Medikamente, orthopädische Hilfsmittel und Rehabilitationsmaßnahmen verursachen dabei 46% der Rückenschmerz-assoziierten Kosten (Wenig et al. 2009) und belasten vor allem das Gesundheitssystem. 54% der Aufwendungen entstehen durch Produktionsausfälle, Krankengeld- und Rentenzahlungen. Die Gesamtkosten in Deutschland für die Altersklasse zwischen 18 und 75 Jahren belaufen sich dabei auf 48,96 Milliarden Euro pro Jahr. Dies entspricht circa 2,2% des deutschen Bruttoinlandprodukts (Wenig et al. 2009).

Rückenschmerzen lassen sich gehäuft im lumbalen Bereich beobachten. Diesen sogenannten Kreuzschmerz (lower back pain) definiert man als Schmerz im Bereich unterhalb des letzten Rippenbogens und oberhalb der Gesäßfalte. Aufgrund von Zeitdauer, Ursache, Schwere- und Chronifizierungsgrad lässt sich der Rückenschmerz klassifizieren. Die Unterscheidung in spezifischen und unspezifischen Rückenschmerz erfolgt anhand der Ursache (Wenig et al. 2009). Beim spezifischen Rückenschmerz liegt dabei ein morphologisches Korrelat, welches die Beschwerden erklären kann, wie z.B. ein Bandscheibenvorfall, ein Tumor, eine Wirbelkörperfraktur oder eine Entzündung vor. Eine spezifische Therapie ist in den meisten Fällen möglich. Bei circa 80% der Rückenschmerzpatienten lässt sich trotz umfangreicher Diagnostik keine spezifische Ursache erkennen. Diese als unspezifisch bezeichneten Rückenschmerzen entziehen sich somit der radiologischen Diagnostik (van Tulder et al. 1997) und stellen eine Ausschlussdiagnose dar. Die Therapie gestaltet sich dabei schwierig, da keine erkennbare Ursache vorliegt und erfolgt, vor allem bei kurzen Schmerzepisoden, in der Regel symptomatisch (van Tulder et al. 2006). Dabei lässt sich für den unspezifischen Rückenschmerz eine gewisse spontane oder therapeutisch assistierte Heilungstendenz feststellen. 25-58% der Patienten mit Rückenschmerzereignissen sind nach einem Jahr beschwerdefrei (Hestbaek et al. 2003). Dennoch ist bei einem erheblichen Anteil mit einer Chronifizierung der

Schmerzen zu rechnen. Dieser Anteil liegt bei unterschiedlicher Studienlage im Bereich von 15-30% (van Tulder et al. 2006, Thomas et al. 1999).

Aufgrund der Dauer lassen sich Rückenschmerzen in eine akute, subakute und eine chronische Form untergliedern. Dabei gilt ein Rückenschmerz als akut, wenn er weniger als sechs Wochen anhält, als subakut wenn er 6-12 Wochen andauert und als chronisch, wenn er länger als 12 Wochen vorhanden ist.

Der chronisch unspezifische Rückenschmerz (CURS) macht durch seine morphologisch nicht nachweisbare Ursache sowie seine schwierige und langwierige Therapie den Hauptkostenfaktor des Krankheitsbildes aus.

Dabei werden bei der Entstehung des CURS multifaktorielle Ursachen diskutiert. So sollen neben psychischen Faktoren vor allem somatisch-funktionelle Störungen ursächlich für die Entstehung des CURS sein. Diverse Untersuchungen weisen auf verschiedene Veränderungen für Rückenschmerzpatienten im Verhalten der Rumpfmuskulatur hin. So konnte zum einen in mehreren Untersuchungen eine veränderte Rumpfmuskelkoordination bei Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen nachgewiesen werden (Panjabi 2003, Anders et al. 2005, Hodges und Richardson 1996, Hodges und Richardson 1998, Hodges und Richardson 1999). Es zeigte sich z.B. eine verspätete Aktivierung der Bauchmuskulatur, vor allem des M. transversus abdominis, zur Stabilisierung der Wirbelsäule (Hodges und Richardson 1996, Hodges und Richardson 1998).

Zum anderen wurden für CURS-Patienten Defizite im Bereich der Kraftleistungsfähigkeit sowie eine erhöhte Ermüdbarkeit der Extensoren, insbesondere des M. multifidus, nachgewiesen (Kankaanpää et al. 1998, Danneels et al. 2002). In Folge dessen konnte gezeigt werden, dass eine erhöhte Ermüdbarkeit der lumbalen Muskulatur zu einer verringerten lumbalen Sensibilität auf Lageveränderungen führt und somit eine Störgröße im Regelkreis der posturalen Kontrollmechanismen darstellt (Taimela et al. 1999). Ob die beobachteten Veränderungen der Rumpfmuskulatur im Bereich der Koordination und Kraftausdauer jedoch Folge oder Ursache der Rückenschmerzen darstellen, lässt sich zum gegenwärtigen Zeitpunkt nicht abschließend beantworten.

Weitere Untersuchungen legen nahe, dass eine Ermüdung der Rückenmuskulatur das Auftreten von Rückenschmerzen begünstigt. Eine Assoziation zwischen Arbeiten in extrem belastenden Positionen oder Zwangshaltungen und dem Auftreten von

Rückenschmerzen unterstützt diese These (Van Nieuwenhuysen et al. 2006, Hartvigsen et al. 2001).

Des Weiteren wird für die Entstehung von Rückenschmerzen eine Störung der Integrität in den von Panjabi postulierten Systemen zur Stabilisierung der Wirbelsäule (Panjabi 1992a) verantwortlich gemacht (Panjabi 2003, Hodges und Richardson 1996). Vor allem Integritätsstörungen der aktiven Untereinheit des WS-stabilisierenden Systems konnten in mehreren Studien nachgewiesen werden (Hides et al. 1994, Hides et al. 1996, Hides et al. 2001, Cholewicki und McGill 1996, Hodges und Richardson 1996, Anders et al. 2005).

Neben den beschriebenen somatisch-funktionellen Ursachenkomplexen scheinen auch diverse psychische Einflussfaktoren an der Pathogenese und Chronifizierung von unspezifischen Rückenschmerzen beteiligt zu sein (Polatin et al. 1993, Krause et al. 1998, Rush et al. 2000, Pfingsten und Schops 2004, Pfingsten 2004). Auf diese soll im Folgenden aufgrund der abweichenden Thematik der vorliegenden Arbeit aber nur Vollständigkeit halber und somit nicht näher eingegangen werden.

Die Therapie akuter und chronischer unspezifischer Kreuzschmerzen verlangt durch ihre Ursachenkomplexität multimodale Behandlungskonzepte. Bestandteile der Standardtherapie akuter Rückenschmerzen stellen laut Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Allgemeinmedizin und Familienmedizin (DEGAM-Leitlinie) die Beratung und Aufklärung des Patienten, die frühzeitige Wiederaufnahme üblicher Aktivität und Arbeit, die Gabe einfacher Analgetika (Paracetamol oder ASS) und optional die Manipulationstherapie dar (Becker et al. 2003). Patienten mit chronifizierten Schmerzen bzw. einem hohen Risiko dafür, sollten zusätzlich Physiotherapie, Verhaltenstherapie und Massagen erhalten. Auch die Einbindung in Rückenschulen wird empfohlen. Im Zentrum aller Teilbereiche der Therapie sollte dabei stehen, den Patienten aktiv in die Behandlung mit einzubinden sowie ihn zu motivieren aktiv am Alltagsleben teilzunehmen (Becker et al. 2003, Pfingsten und Schops 2004).

Die Ausführungen in Kapitel 2.2 heben hervor, welche enorme Bedeutung Rückenschmerzen, speziell der CURS, in der heutigen Gesellschaft einnehmen. Die komplexe und noch lange nicht eindeutig verstandene Pathophysiologie des CURS und die daraus resultierenden hohen Kosten verdeutlichen die dringende Notwendigkeit effektiver Präventionsmaßnahmen. Um diese etablieren zu können ist

ein genaues Verständnis des Gesunden und dessen Funktionsweise notwendig. Nur so kann es irgendwann möglich sein, Abweichungen von der Norm frühzeitig zu erkennen, um dann aktiv auf diese zu reagieren.

Eine Methode, Veränderungen im Verhalten der Rumpfmuskulatur zu detektieren, stellt dabei z.B. die Anwendung der Elektromyographie dar.

2.3 Die Elektromyographie (EMG)

Die EMG ist ein elektrophysiologisches Verfahren, welches mithilfe von Elektroden die Aufzeichnung und Beurteilung des neuromuskulären Aktivitätsgrades der Skelettmuskulatur ermöglicht. Es erfolgt die Detektion myoelektrischer Signale, die durch die physiologische Zustandsvariation der Muskelfasermembran generiert werden (Konrad 2005). Das EMG findet dabei Anwendung in Forschung, medizinischer Diagnostik und Therapie.

2.3.1 Grundlagen der muskulären Erregbarkeit

Eine Muskelzelle im nicht erregten Zustand ist gekennzeichnet durch ein negatives Ruhemembranpotenzial von ca. -80 bis -90 mV. Dieses entsteht durch die unterschiedliche Ionenverteilung an der Zellmembran und wird aktiv aufrecht erhalten (Klinke et al. 2005). Die Aktivierung eines Alpha-Motoneurons und die damit verbundene Freisetzung des Neurotransmitters Acetylcholin an der neuromuskulären Endplatte führen zu einer kurzfristigen Änderung der Diffusionseigenschaften der Muskelfasermembran. Natriumionen strömen ins Zellinnere. Die daraus resultierende Depolarisation führt zur Entstehung eines sogenannten Endplattenpotentials. Überschreitet der Natriumeinstrom einen gewissen Schwellenwert, verursacht die Depolarisation nach dem „Alles oder Nichts-Prinzip“ ein Aktionspotenzial von ca. +30 mV. Dieser elektrische Impuls wird innerhalb der Repolarisationsphase sofort umgekehrt. Das Aktionspotenzial wird entlang der Muskelfaser und deren tubulären Systemen weitergeleitet und führt zur Ausschüttung von Calcium-Ionen in den Zellinnenraum. Dies ermöglicht über gekoppelte chemische Prozesse (elektromechanische Kopplung) die Verkürzung kontraktile Elemente der Muskelzelle (Klinke et al. 2005). In Folge kommt es zur mechanischen Kontraktion des Muskels.

Ein Alpha-Motoneuron innerviert dabei nicht eine sondern mehrere Muskelfasern. Als motorische Einheit (engl. Motor Unit) wird ein Alpha-Motoneuron und die Gesamtheit seiner nachgeschalteten Muskelfasern bezeichnet.

2.3.2 Entstehung des EMG-Signals

Bei der Erregung einer Muskelfasermembran formt der durch die Aktionspotenziale entstehende Depolarisations- Repolarisationszyklus einen elektrischen Dipol, welcher sich entlang der Muskelfaser ausbreitet und dabei die Ableitflächen der EMG-Elektroden passiert (Konrad 2005). Zwischen den üblicherweise bipolar konfigurierten Elektroden entsteht dabei eine Potenzialdifferenz, welche registriert wird. Das erzeugte Signal einer Muskelfaser stellt sich typischerweise biphasisch dar. Da eine motorische Einheit jedoch aus mehreren Muskelfasern besteht, registrieren die Elektroden die Potenziale aller innerhalb der motorischen Einheit erregten Muskelfasern. Durch die Summierung dieser einzelnen Signale entsteht ein triphasisches „Motor Unit Action Potential“ (MUAP). Vor allem beim OEMG (Kapitel 2.3.3) wird aufgrund des Abstandes zwischen Haut und Muskelfaser die elektrophysiologische Aktivität mehrerer MUAPs erfasst. Die Überlagerungen der gemessenen MUAPs werden als Summenaktionspotenzial (SAP) bezeichnet und als eine biphasische, symmetrische Verteilung von positiven und negativen Signalamplituden sichtbar. Das entstehende Signal wird wegen seiner Überlagerungen auch Interferenzsignal genannt (Basmajian und De Luca 1985) und repräsentiert das eigentliche EMG-Signal.

2.3.3 OEMG und NEMG

Es bestehen zwei grundsätzlich unterschiedliche Möglichkeiten die elektrische Aktivität der Muskulatur zu messen. Bei der Oberflächen-Elektromyographie (OEMG) werden externe Elektroden direkt auf die Haut geklebt, während bei der Nadel-Elektromyographie (NEMG) eine Nadelelektrode direkt in den Muskel eingebracht wird.

Das OEMG bietet einige Vorteile gegenüber der NEMG (Marshall und Murphy 2003). Hauptargumente für die Nutzung des OEMG stellen eine einfache Handhabung (Basmajian und De Luca 1985) und die gute Tolerierbarkeit durch die Probanden dar (Geisser et al. 2005). Die Elektroden sind einfach auf der Haut zu befestigen und

verursachen keinen Gewebeschaden sowie daraus resultierende mögliche Komplikationen. Nach Untersuchungsende ist eine medizinische Überwachung nicht notwendig. Durch die schnelle und simple Handhabung ist das OEMG vielseitig anwendbar und wiederholbar.

Nachteile der Methode ergeben sich vor allem durch die Distanz zwischen Entstehungs- (Muskel) und Detektionsort (Hautelektrode) des elektrophysiologischen Signals. Dieses unterliegt einer Reihe von Beeinflussungen, welche so gering wie möglich gehalten werden müssen und zeigt sich insbesondere bei der Untersuchung tiefer liegender Muskeln. Störungen des Signals entstehen vor allem durch den elektrischen Widerstand der Haut, bedingt durch das Unterhautfettgewebe. Dieses stellt einen natürlichen Tiefpassfilter dar, während die Kontaktfläche zwischen Haut und Elektrode als Hochpassfilter fungiert. Außerdem kann jegliche Distanzänderung zwischen Muskel und Elektrodenpaar, vor allem bei Bewegungsstudien, durch das Verschieben der Muskeln unter den Elektroden zu Messfehlern führen (Konrad 2005). Eine korrekte und normierte Positionierung der Elektroden ist daher unabdingbar.

Eine weitere Beeinflussung des OEMG-Signals kann durch den sogenannten „cross-talk“ entstehen. Dieser Effekt bezeichnet eine Verfälschung des gemessenen Signals durch die räumliche Nähe angrenzender Muskeln sowie anderer Gewebe (v.a. Sehnen). Die elektrische Aktivität dieser angrenzenden Gewebe kann durch die geringe Distanz zum untersuchten Muskel ebenfalls registriert werden und einen signifikanten Anteil am gemessenen EMG-Signal produzieren (Farina et al. 2002).

Das Nadel-EMG stellt ein invasives aber auch ein deutlich präziseres Verfahren im Vergleich zum OEMG dar. Durch das Einbringen von isolierten Kanülen direkt in den Muskel kann dessen elektrische Aktivität exakt aufgezeichnet werden. Beeinflussungen des Signals durch cross-talk oder Filtereffekte der Haut bestehen nicht. Das NEMG eignet sich daher vor allem zur Untersuchung tieferliegender Muskeln und wird hauptsächlich in der neurologischen Diagnostik eingesetzt.

Als nachteilig sind insbesondere die mit der Methode einhergehende Gewebeschädigung und daraus eventuell resultierende Komplikationen wie Schmerzen und Entzündungen zu sehen.

2.3.4 Eigenschaften des OEMG

Bei der Analyse und Interpretation von OEMG-Rohdaten muss folgender Umstand beachtet werden: Die gemessenen Amplituden zeigen teilweise große interindividuelle Varianz und können zwischen einzelnen Probanden nicht ohne weiteres miteinander verglichen werden. Dies ist zurückzuführen auf einerseits individuell unterschiedlich hohe Beanspruchungsniveaus bei objektiv gleicher Belastung und andererseits auf die verschiedenen subkutanen Gewebe- und somit Dämpfungseigenschaften einzelner Probanden (Preece et al. 1994). Weitere Einflussfaktoren stellen der oben beschriebene cross-talk sowie das Problem der Verlagerung von Muskeln unter den Elektroden bei Bewegung dar (De Luca 1997).

Deshalb wurde ein europäischer Standard zur Anwendung des OEMG durch das SENIAM-Projekt (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) realisiert. Ziel dieses Projektes war die Verbesserung der Zusammenarbeit verschiedener Arbeitsgruppen dieses Fachgebietes durch einheitliche Verwendung des OEMG, insbesondere im Bereich der Positionierung der Oberflächen Elektroden sowie die einheitliche Signalverarbeitung (Hermens et al. 1999, Hermens et al. 2000).

Die interindividuelle Varianz der EMG-Amplituden macht, vor allem beim Vergleich unterschiedlicher Probanden, eine sorgfältige Interpretation der EMG-Daten notwendig. Dabei ist festzuhalten, dass eine Korrelation zwischen EMG-Signal und Kontraktionsstärke des Muskels besteht. Die Amplitude des Signals ist jedoch nicht identisch sondern lediglich proportional zur Kontraktionsstärke (Lawrence und De Luca 1983). Dies wurde insbesondere für die Rücken- und Rumpfmuskulatur nachgewiesen (De Luca 1993). Mit dem OEMG messbar ist also die neuromuskuläre Ansteuerung und nicht die absolute Kraftentwicklung. Nichtsdestotrotz stellt das OEMG eine probate Methode zur in vivo Erfassung der Funktion der Rumpfmuskulatur dar.

Der Kraftzuwachs in einem Muskel kann sowohl durch eine Erhöhung der Feuerrate von Motoneuronen als auch durch die Rekrutierung zusätzlicher motorischer Einheiten realisiert werden (Klinke et al. 2005). Diese beiden Parameter stellen dabei die größten Einflussfaktoren in Bezug auf Höhe und Dichte des gemessenen EMG-Signals dar (Konrad 2005). Grundsätzlich werden zwei Charakteristika der Amplituden-Kraft-Beziehung im OEMG unterschieden.

Ein Kraftzuwachs der über die Feuerrate der Motoneurone erreicht wird, zeigt eine annähernd lineare Amplituden-Kraft-Beziehung (Lawrence und De Luca 1983, Solomonow et al. 1990a). Wird der Kraftzuwachs über die zusätzliche Rekrutierung motorischer Einheiten erreicht, besteht eine nichtlineare polynomische Beziehung zwischen Amplitude und Kraftentwicklung (Solomonow et al. 1990a).

Darüber hinaus wird für die vordere und hintere Rumpfmuskulatur ein genereller Unterschied im Amplituden-Kraft-Zusammenhang (AKZ) beobachtet. Für die Bauchmuskulatur konnte ein nichtlinearer s-förmiger- und für die Rückenmuskulatur ein linearer AKZ nachgewiesen werden (Anders et al. 2007a). Dieser Zusammenhang ist dabei sehr konsistent und wird für die Rumpfmuskulatur wiederholt beobachtet. Verantwortlich für diese Ungleichheiten könnte laut Anders et al. eine unterschiedliche Muskelfasertyp-Verteilung sein. Bauchmuskeln weisen demnach einen niedrigeren Anteil an Typ 1-Muskelfasern auf, was zu divergierenden Rekrutierungsstrategien einzelner Muskeln führt und somit die Unterschiede im AKZ erklären könnte (Anders et al. 2007a).

2.3.5 Anwendungsmöglichkeiten des OEMG

Das nicht-invasive OEMG hat sich aufgrund seiner ständigen Verbesserung und Weiterentwicklung als wichtige Methode zur Bestimmung der Muskelaktivität etabliert und wird auch in der vorliegenden Untersuchung genutzt. Grundsätzlich ist das Verfahren für ein breites Spektrum an Fragestellungen einsetzbar und findet daher in vielen diagnostischen, therapeutischen und rehabilitativen Fächern Anwendung. Des Weiteren wird das OEMG in physiologischen und biomechanischen Grundlagenexperimenten sowie in der angewandten Forschung genutzt (Konrad 2005).

Diese Untersuchungsmethode gibt dabei Aufschluss über muskuläre Koordinationsmuster während statischer und dynamischer Belastungssituationen (Hodges und Richardson 1999, Brown et al. 2007, Anders et al. 2005, Anders et al. 2007b). Auch das zeitliche Aktivierungsverhalten unterschiedlicher Muskeln kann im Rahmen ganganalytischer Verfahren untersucht werden (Dubo et al. 1976, Joseph 1968). Weitere relevante Anwendungsgebiete stellen die Identifikation muskulären Ermüdungsverhaltens, (Luttmann et al. 1996, Dimitrova und Dimitrov 2003) sowie die Abschätzung des muskulären Beanspruchungsniveaus (Doorenbosch et al. 2005) dar.

2.3.6 Ableitungsverfahren des OEMG

Bei der Signableitung des OEMG werden zwei verschiedene Verfahren voneinander unterschieden: die monopolare und die bipolare Ableitung.

Bei der monopolaren Technik wird die Haut über allen interessierenden Muskeln mit einer aktiven Elektrode versehen und die elektrischen Signale gegen eine gemeinsame Referenzelektrode abgeleitet. Diese Referenzelektrode wird ebenfalls auf der Haut platziert, allerdings mit Abstand zu den zu untersuchenden Muskeln in einem Bereich geringer elektromyographischer Aktivität (De Luca und Knaflitz 1992). Vorteil dieser Methode ist die Erfassung tiefer liegender Signale und somit die Möglichkeit tief liegende Muskelschichten zu untersuchen. Nachteilig ist jedoch die Aufzeichnung aller elektrischen Signale im Bereich der Elektroden, also die der aktiven sowie der Referenzelektrode, und somit eine größere Störanfälligkeit des Signals.

Bei der bipolaren Technik erfolgt die Ableitung des EMG-Signals mittels zweier Elektroden, welche mit konstantem Abstand von ca. 2-3 cm parallel zum Muskelfaserverlauf über dem Muskelbauch des untersuchten Muskels platziert werden (Hermens et al. 2000, Kleine et al. 2001). Der Vorteil dieser Methode besteht in der besseren Selektivität des Signals bei der Beurteilung oberflächlicher Muskeln mit vorwiegend parallelem Faserverlauf (Lynn et al. 1978) und einer geringeren Störanfälligkeit gegenüber Streusignalen (cross-talk) (Farina et al. 2004). Je größer der Interelektrodenabstand gewählt wird, desto tiefere Muskelschichten können abgeleitet werden (Fuglevand et al. 1992).

2.3.7 Signableitung und –verarbeitung

Aufgrund der genannten Einflussfaktoren (Kapitel 2.3.4 und 2.3.6), die bei der Signableitung auf das Roh-EMG einwirken, sind diverse standardisierte Bearbeitungsschritte nötig, um eine interindividuelle Vergleichbarkeit der Messdaten zu ermöglichen.

Mittels eines Verstärkers kann das direkt über dem Muskel gemessene Ausgangssignal, welches durch nur kleine Amplitudenwerte charakterisiert ist, verstärkt und zeitgleich Störspannungen unterdrückt werden (Konrad 2005). Entscheidend bei der Erhaltung der Signaleigenschaften ist einerseits ein genügend

hoher Eingangswiderstand des Verstärkers. Dieser sollte mindestens um den Faktor 100 größer sein als der Elektrodenwiderstand (Cram 1991). Andererseits sollte der Verstärker über das gesamte Spektrum des Messsignals eine lineare Charakteristik aufweisen.

Zur Speicherung und Auswertung der Messdaten am PC muss das analoge EMG-Signal digitalisiert werden. Dafür kommt ein Analog-Digital- (A/D) Wandler zum Einsatz. Zwei Faktoren sind dabei entscheidend für die Qualität des digitalen Signals: das Auflösungsvermögen der Amplitudenwerte und die Abtastrate (A/D-Messrate).

Der A/D-Wandler weist jedem Zeitpunkt auf der Zeitachse einen bestimmten Amplitudenwert zu. Das Auflösungsvermögen entspricht den maximal unterscheidbaren Amplitudenwerten, wird in bit (engl. binary digit) angegeben und mit der Formel 2^x berechnet. Ein 12-Bit-A/D-Wandler kann den Voltbereich des Eingangssignals also in 4095 Intervalle ($2^{12}=4095$) unterteilen. Die Auflösung der Amplitude wird in $\mu\text{V/bit}$ angegeben.

Die Abtastrate beschreibt die Anzahl der digital dargestellten Datenpunkte pro Sekunde. Der A/D-Wandler sollte eine Konvertierungsrate aufweisen, welche mindestens doppelt so hoch wie die höchste erwartete Frequenz ist (Konrad 2005). Nur so kann eine ausreichende Übersetzung des gesamten Frequenzspektrums des Signals erfolgen. Eine zu niedrige Abtastrate würde zum sogenannten Aliasing-Effekt führen, bei dem hohe Frequenzanteile eliminiert und niedrige Frequenzanteile vorgetäuscht werden (Undersampling)(Konrad 2005, Blum 1998).

Da beim OEMG Frequenzen bis 500 Hz gemessen werden sollte eine Abtastrate von mindestens 1000/s, idealerweise 2000/s gewählt werden. In der vorliegenden Untersuchung erfolgte die A/D-Wandlung mit einer Abtastrate von 2000/s. Dies entspricht einem zeitlichen Detektionsabstand von 0,5 ms und ermöglicht eine genaue Auflösung des vorhandenen Frequenzspektrums.

Weitere nötige Schritte zur Standardisierung der OEMG-Daten, wie z.B. der Einsatz von Bandpassfiltern und die Eliminierung von EKG-Artefakten werden in Kapitel 4.4 genauer erläutert.

Die im Kapitel 2.3 dargelegten Sachverhalte verdeutlichen, dass das OEMG bei sorgfältiger Durchführung, Bearbeitung und Interpretation ein geeignetes Instrument zur Charakterisierung der Muskelaktivität darstellt. In der vorliegenden Arbeit dient

diese Methode zur Identifikation von sogenannten Hysteresephänomenen im Bereich der Rumpfmuskulatur.

2.4 Die Hysterese

Der Begriff Hysterese (altgriechisch = bleibend, zurückbleibend) bezeichnet das Zurückbleiben einer Wirkung hinter der sie verursachenden veränderlichen Kraft (Wermke et al. 2004).

Er wurde vor über 100 Jahren erstmals im Bereich des Ferromagnetismus durch den schottischen Physiker James Alfred Ewing beschrieben. Heute ist bekannt, dass dieses nicht-lineare Phänomen in vielen natürlichen und technischen Vorgängen eine Rolle spielt.

Hysterese bezeichnet ein Systemverhalten, bei dem der Zustand einer bestimmten Größe A nicht nur von einer bestimmten Einflussgröße B, sondern auch vom eigenen Ausgangszustand, also von der eigenen Historie, abhängt. Folglich kann die Größe A in einem System bei identischer Einflussgröße B, welche unabhängig veränderlich ist, mehrere unterschiedliche Zustände einnehmen.

Anders ausgedrückt bezeichnet Hysterese, dass der Einfluss auf eine bestimmte Größe auch nach Wegfall der Ursache weiterhin besteht, also eine Pfadabhängigkeit vorliegt. Die Ursache, welche auf eine Variable gewirkt hat, ist nicht mehr zu messen, die Wirkung der Ursache kann aber weiterhin registriert werden. Die Vorgeschichte einer Größe hat somit Einfluss auf ihren aktuellen Zustand.

Das Phänomen der Hysterese hat heutzutage seine Bedeutung in verschiedensten wissenschaftlichen Bereichen, vor allem in der Mechanik und Physik aber auch in Mathematik, Wirtschaftswissenschaften, Hydrologie und Physiologie. Sein Begriffsinhalt variiert dabei je nach Teildisziplin und wird bei spezifischen Fragestellungen leicht modifiziert. Die oben genannte Definition gilt jedoch als Grundsatz für alle wissenschaftlichen Betrachtungen.

Im medizinisch-physiologischen Bereich ist das Auftreten des Hysteresephänomens vor allem aus der Atmungsphysiologie bekannt. Es beschreibt in der Ruhedehnungskurve der Lunge die Abhängigkeit des Lungenvolumens vom intrapulmonalen Druck (Bachofen 1968). Dabei nimmt das Volumen der Lunge während eines normalen Atemzyklus bei fallendem Druck langsamer ab als es bei

steigendem Druck zugenommen hat. Bei gleichem intrapulmonalem Druck hat die Lunge also während der Expiration ein größeres Volumen als während der Inspiration. Als Ursache dafür ist die Reorganisation von Surfactant-Molekülen während des Atemzyklus zu sehen (Notter et al. 1982).

Verschiedenste Untersuchungen haben gezeigt, dass das Phänomen der Hysterese auch im Bereich der Muskulatur zu finden ist (Trnkoczy 1974, Politti et al. 2003, Walcott und Sun 2009, Paterson et al. 2010, Kamavuako und Rosenvang 2012, Ridgway et al. 1983). Diese Untersuchungen beziehen sich dabei sowohl auf statische als auch auf dynamische Belastungssituationen.

Das Verständnis der Hysterese als Eigenschaft der Muskulatur setzt voraus, den Muskel als eine veränderbare nicht starre Struktur zu verstehen, welche bei Bewegungen bestimmten Kräften und somit Spannung und Entspannung ausgesetzt ist. Die Eigenschaften der Kontraktion eines Muskels hängen u.a. von der Bewegungsrichtung und von vorherigen Kontraktionen ab (Kostyukov 1998). Die Darstellung der Muskeldynamik z.B. mit Hilfe eines starren Feder-Modells ist dementsprechend in der Praxis problematisch und nicht zielführend.

Es wurde festgestellt, dass bei Muskeln gleicher Länge eine höhere residuale Kraft besteht, wenn diese bei Ihrer Aktivierung gedehnt werden (Herzog et al. 2006). Der Muskel generiert eine höhere isometrische Kraft bei gleichzeitiger Dehnung, als ein Muskel gleicher Länge bei einzelner isometrischer Kontraktion. Je größer die Dehnung, desto größer ist auch die residuale Kraft (Herzog et al. 2006). Eine residuale Krafterhöhung (engl.: residual force enhancement, RFE) bleibt im zeitlichen Verlauf im Vergleich zum nicht gedehnten Muskel erhalten, auch wenn der Muskel nicht mehr aktiv gedehnt wird. Die Kontraktionskraft ist folglich von vorherigen Kontraktionen abhängig (Rassier 2007). Es besteht eine Hysterese. Obwohl dieser Mechanismus schon seit den 1950er Jahren bekannt ist (Herzog et al. 2006), ist seine Ursache nicht vollständig erklärt. Im Gegensatz zur residualen Krafterhöhung bei Dehnung, kann die RFE im zeitlichen Verlauf nicht durch das klassische Cross-Bridge-Modell erklärt werden (Walcott und Sun 2009). Neuere Untersuchungen gehen von einer aktiven und einer passiven Komponente der RFE aus (Herzog et al. 2006). Die aktive Komponente besteht demnach in einer veränderten Kinetik der Cross-Bridges, während die passive Komponente auf Strukturproteine im Muskel wie

Titin zurückgeführt wird, deren Steifheit durch die Kalziumkonzentration reguliert wird.

Im Jahr 1987 konnte in einer Studie von Stokes unter statisch-isometrischen Bedingungen ein Hysteresephänomen nachgewiesen werden (Stokes et al. 1987). Die Probanden der Studie wurden aufgefordert mittels Oberkörper in stehender Position über zehn Sekunden eine kontinuierlich steigende Kraft isometrisch gegen einen Widerstand aufzubringen und im Anschluss in gleicher Weise über zehn Sekunden wieder kontinuierlich zu reduzieren. Dabei erfolgte die simultane Aufzeichnung eines integrierten EMG (IEMG) des lumbalen M. erector spinae sowie des aufgetragenen Drehmoments während der Belastungssituation. Zur Charakterisierung jedes Probanden wurde die IEMG-Drehmoment-Rate berechnet und als Effizienz der elektrischen Aktivität (EEA) bezeichnet. Für diese EEA konnte ein nichtlinearer Zusammenhang nachgewiesen werden. Außerdem zeigte sich, dass die EEA bei gleichen Drehmomenten während der Drehmomentzunahme größer war, als bei Drehmomentabnahme (Stokes et al. 1987). Dies wurde folglich als Auftreten einer Hysterese gewertet.

Ähnliche Ergebnisse in Bezug auf Hysteresephänomene bei statischen Belastungssituationen liefert eine Untersuchung von Politti (Politti et al. 2003). Dieser analysierte die EMG-Amplituden des M. deltoideus (Pars acromialis) während einer komplexen Abduktions-Adduktions-Sequenz. Probanden wurden aufgefordert in Stufen von 10° ihren Arm von 0° bis 90° zu abduzieren und danach in gleicher Weise wieder zu adduzieren. Alle 10° wurde unter statischen Bedingungen ein NEMG abgeleitet. Es zeigten sich für alle Probanden bei gleichem Winkel signifikant kleinere EMG-Amplituden während der Adduktion im Vergleich zur Abduktion, also eine Hysterese in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung. Des Weiteren wurde beobachtet, dass nicht nur die Bewegungsrichtung die EMG-Amplituden beeinflusst. Bei einer vollständigen Abduktion des Armes von 90° wurde eine Verringerung der EMG-Amplituden aufgezeichnet, einzig durch die Intention der in Kürze auszuführenden Adduktion des Armes.

Einen Erklärungsansatz für die Ausprägung einer solchen Hysteresekurve während eines komplexen Bewegungsablaufes sieht Politti in der unterschiedlichen Beanspruchung der Muskulatur bei Ab- bzw. Adduktion. So wird der Deltamuskel

während der Abduktion, bei der er als Hauptagonist wirkt, anders beansprucht als während der Adduktion, bei der er seine führende Rolle an der Bewegung verliert. Außerdem spielen aller Wahrscheinlichkeit nach andere benachbarte Muskeln durch ihr Zusammenwirken am Bewegungsablauf eine Rolle. Diese beeinflussen die Beanspruchung des M. deltoideus während der unterschiedlichen Bewegungsabläufe, somit auch den Anteil der aktivierten Muskelfasern und folglich die gemessenen EMG-Amplituden im Deltamuskel (Politti et al. 2003).

Eine weitere Studie zu Hystereseeffekten bei statischer Belastung stammt von Kamavuako und Rosenvang (Kamavuako und Rosenvang 2012). Diese analysierten die EMG-Kraftbeziehung des M. flexor digitorum profundus. Probanden wurden aufgefordert mit der Faust kontinuierlich steigende Kraft isometrisch gegen einen Widerstand bis zur vorher bestimmten MVC (engl. Maximum voluntary contraction = Maximal aufbringbare Kraft) zu generieren und diese Kraft danach im gleichen Zeitraum kontinuierlich wieder zu verringern. Es wurde also eine Anspannungs- von einer Entspannungsphase unterschieden. Zeitgleich wurde sowohl ein OEMG als auch ein NEMG abgeleitet. Anschließend wurden die EMG-Parameter für gleiche Beanspruchungsniveaus (z.B. 25%, 50% und 75% des gemessenen MVCs) zwischen der Kontraktions- und der Entspannungsphase verglichen. Sowohl für das OEMG als auch für das NEMG konnte eine Pfadabhängigkeit beobachtet werden. Bei gleichen EMG-Parametern wurde in der Entspannungsphase eine größere Kraftentwicklung gemessen als in der Kontraktionsphase, also eine Hysterese identifiziert.

Als mögliche Erklärung für das beobachtete Hysteresephänomen verweisen Kamavuako und Rosenvang auf eine weitere Studie, welche die Kraft-Kalziumkonzentrations-Beziehung im Muskel thematisiert und dabei ihrerseits eine Hysterese aufzeigt (Ridgway et al. 1983). Bei dieser Studie wurde festgestellt, dass der Muskel bei gleicher Kalziumkonzentration eine höhere Kraft entfaltet, wenn diese vorher gefallen war, also nach vorheriger Muskelkontraktion. Stieg sie an, konnte der Muskel im Vergleich mit der vorher gefallenen Kalziumkonzentration nur eine geringere Kraft generieren. Die Kraftentwicklung im Muskel wurde laut dieser Studie demnach durch vorherige Kontraktionen beeinflusst. Als ursächlich wird eine veränderte Kalziumsensitivität des Muskels bzw. eine veränderte Kalziumaffinität zu Effektorproteinen nach Muskelkontraktion vermutet (Ridgway et al. 1983).

Auch unter dynamischen Bedingungen konnte für die Muskulatur das Vorhandensein diverser Hysteresephänomene nachgewiesen werden (Guimaraes et al. 1995, Tal'nov et al. 1997). Auf diese soll aber, aufgrund des abweichenden Themas der vorliegenden Arbeit, nicht genauer eingegangen werden.

2.4.1 Das Henneman-Prinzip

Eine weitere physiologische Grundlage der in Kapitel 3 geäußerten Hypothesen stellt das bis heute gültige und allgemein anerkannte „Henneman-Prinzip“ dar (Henneman et al. 1965). Dieses besagt, dass die Rekrutierung verschiedener motorischer Einheiten (ME) mit zunehmendem Kraftanstieg nach einer immer gleichen Ordnung erfolgt. Bei niedriger Beanspruchung werden zuerst kleine ME mit kleinen Motoneuronen, welche vorwiegend aus Typ 1-Muskelfasern bestehen, geringe Kraft entwickeln und nur langsam ermüden, angesprochen. Mit steigender Beanspruchung werden immer größere ME größerer Motoneuronen, mit überwiegend Typ 2-Muskelfasern, großer Kraftentwicklung bei Kontraktion und schneller Ermüdbarkeit zusätzlich rekrutiert. Dies ermöglicht eine hohe Präzision der Kraftentwicklung.

Bei in der Vergangenheit stattgefundenener Belastung der Muskulatur müsste aus diesem Grund eine Aktivierung sowohl kleiner als auch großer ME und Motoneuronen simultan erfolgen. Ohne vorherige Beanspruchung sollte demgegenüber eine geordnete Rekrutierung von kleineren zu größeren ME realisiert werden. Wenn dieser Effekt auch im zeitlichen Verlauf noch „nachwirken“ würde (Hysteresese), sollten sich für eine gleiche Testsituation mit vorheriger Belastung größere Amplituden- und Frequenzwerte zeigen als ohne vorherige Belastung.

Die Ausführungen dieses Kapitels verdeutlichen, dass bereits einige Ansätze zur Beschreibung von verschiedensten Hysteresephänomenen der Skelettmuskulatur existieren.

Die Identifikation einer Hysteresese der Rumpfmuskulatur unter statischen Bedingungen für die vorliegende Arbeit erfordert eine wiederholbare und reliable Untersuchungsmethode. Dies wurde realisiert unter Verwendung eines neuartigen Test- und Trainingsgerätesystems - dem CTT Centaur.

2.5 CTT Centaur

In der vorliegenden Arbeit war es für die Datenerhebung mittels OEMG von höchster Relevanz eine möglichst standardisierte und wiederholbare Untersuchungsmethode zu nutzen, welche eine differenzierte Beanspruchung einzelner Rumpfmuskeln unter statischen Bedingungen erlaubt. Zu diesem Zweck wurde das computergestützte Test- und Trainingsgerätesystem (CTT) Centaur der Firma BfMC eingesetzt.

Dieses Gerät ermöglicht die Aktivierung der Rumpfmuskulatur durch Dreh- und Kippbewegungen des gesamten Körpers im Raum (Genaueres zu Gerät und Untersuchungsablauf siehe Kapitel 4.2.2). Bei fixierten Hüften sowie Oberschenkeln im Gerät und gleichzeitig frei beweglichem Oberkörper erfolgt die Lastapplikation auf die Rumpfmuskulatur einzig durch die Lageveränderung des Körpers (Abbildung 1). Dafür ist die Stabilisierung des Oberkörpers in der Körperlängsachse nötig. Während dieser Stabilisierung zwingt das Gewicht des Oberkörpers die Rumpfmuskulatur zur Aktivierung. Die Beanspruchung der Muskulatur erfolgt dabei ohne Bewegung des Probanden, also unter rein statischen Bedingungen.



Abbildung 1
Schematische Darstellung der Funktionsweise des CTT Centaur, die Lastapplikation erfolgt bei fixierter Hüfte und Oberschenkeln mittels Kipp- und Drehbewegungen durch das eigene Oberkörpergewicht; dargestellte Positionen v.l.n.r.: Neutralposition, Vorkippung um 30°, Vorkippung um 90°, Seitkippung nach links um 30°

Voruntersuchungen (Brose 2014) haben gezeigt, dass mit Hilfe des CTT Centaur fein abgestufte, reproduzierbare, teilweise selektive Belastungen der Rumpfmuskulatur möglich sind. Diese reichen dabei von geringer Beanspruchung und damit eher koordinativ anspruchsvollen Situationen bis hin zu Belastungen im Bereich der subjektiven Leistungsgrenze. Auch beim Wiederholen spezifischer Testsituationen im zeitlichen Verlauf konnte eine gute bis ausreichende Reliabilität aufgezeigt werden (Brose 2014).

In Verbindung mit dem OEMG prädestinieren diese Faktoren das CTT Centaur als Hilfsmittel bei der Untersuchung der Rumpfmuskulatur unter statischen Bedingungen.

3 Ziele der Untersuchung und Hypothesen

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung stellt die Gewinnung neuer Erkenntnisse über Physiologie und Funktionsweise der Rumpfmuskulatur bei gesunden Probanden dar.

Aufgrund der immensen Bedeutung von chronisch unspezifischen Rückenschmerzen in unserer Gesellschaft und der bis zum jetzigen Zeitpunkt nicht genau verstandenen Pathologie dieses Krankheitsbildes, besteht ein großes Interesse an der Erforschung von funktionellen Zusammenhängen und Koordination der Rumpfmuskulatur. Die genaue Kenntnis der Funktionsweise im Gesunden ist eine Grundvoraussetzung um in Zukunft pathologische Veränderungen verlässlich zu diagnostizieren und zu therapieren. Dazu soll die vorliegende Arbeit ihren Beitrag leisten.

Die zentrale Fragestellung der Untersuchung besteht darin, ob sich das neuromuskuläre Ansteuerungsverhalten der untersuchten Rumpfmuskeln während gleicher isometrischer Belastung bei Variation der Ausgangsbedingung ändert- also eine Hysterese besteht.

Die gewonnenen Erkenntnisse, unter dem Gesichtspunkt des Nachweises einer systematischen Hysterese, sollen dazu beitragen das Verständnis des Verhaltens der Rumpfmuskulatur zu erweitern. Diese Erkenntnisse können in sich anschließenden Untersuchungen einen Beitrag bei der Erforschung des CURS leisten und somit bei der Etablierung effizienter diagnostischer, präventiver und therapeutischer Maßnahmen helfen. Denn, so hat sich in Untersuchungen gezeigt, scheinen Defizite und Abnormitäten im neuromuskulären Ansteuerungsverhalten, vor allem der tiefen Rückenmuskulatur eine große Bedeutung bei der Pathogenese des CURS zu spielen (Hodges und Richardson 1998, Hodges und Richardson 1999, Anders et al. 2005).

Hypothesen:

1. In der Hauptkraftrichtung der analysierten Muskeln (für vordere Rumpfmuskeln während der Rückkipfung, für hintere während der Vorkippung) zeigen sich nach stattgehabter Belastung größere Amplituden- und Frequenzwerte als ohne vorherige Belastung.
2. Entgegen der Hauptkraftrichtung der analysierten Muskeln (für vordere Rumpfmuskeln während der Vorkippung, für hintere während der Rückkipfung) zeigen sich nach stattgehabter Belastung größere Amplituden- und Frequenzwerte als ohne vorherige Belastung.
3. Die Ausprägung der Unterschiede für Amplituden- und Frequenzwerte mit und ohne vorherige Belastung sinkt mit steigender Beanspruchung der Muskulatur.
4. Aufgrund der erwarteten hystereseabhängigen Veränderungen der Amplitudenwerte sowohl in Hauptkraftrichtung als auch entgegen der Hauptkraftrichtung lässt sich keine Vorhersage für eine systematische Änderung des Zusammenspiels (Koordinationsmuster der Amplitudenwerte) der analysierten Muskeln treffen.

4 Material und Methoden

Die Messungen für die vorliegende Arbeit wurden an der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, Funktionsbereich Motorik, Pathophysiologie und Biomechanik, im Motorik-Labor des Kompetenzzentrums für interdisziplinäre Prävention der Friedrich-Schiller-Universität Jena durchgeführt. Sie sind Teil einer größeren Studie, die durch die Ethikkommission der Friedrich-Schiller-Universität befürwortet wurde (0558-11/00).

4.1 Probanden

An der Untersuchung nahmen insgesamt 43 Personen im Alter von 21 bis 50 Jahren teil, davon 22 Frauen und 21 Männer (Tabelle 1).

Die Teilnahme erfolgte nach Aufklärung über den Untersuchungsablauf freiwillig. Alle Probanden unterzeichneten vor der Messung eine schriftliche Einverständniserklärung.

Anamnestisch und nach grob orientierender körperlicher Untersuchung wies keiner der Teilnehmer Erkrankungen des Stütz- und Bewegungsapparates oder operative Eingriffe in der zu untersuchenden Körperregion auf.

Tabelle 1
statistische Daten der an der Untersuchung teilnehmenden Probanden, fettgedruckte Werte für $p < 0,05$

		Alter in Jahren	Gewicht in kg	Größe in cm	BMI in kg/m ²
Frauen n=22	Median	22,5	57,8	165,0	20,6
	ob.Q.	1,5	3,6	5,0	1,4
	unt.Q.	1,5	6,3	2,0	1,4
	MW SD	24,6 6,9	57,8 7,9	166,8 4,9	20,7 2,3
Männer n=21	Median	23,0	79,0	183,0	23,0
	ob.Q.	1,0	4,0	4,0	2,6
	unt.Q.	1,0	4,0	3,0	0,9
	MW SD	25,4 8,2	78,7 6,5	183,0 6,4	23,5 2,0
	T-Test	0,72	<0,01	<0,01	<0,01

ob. Q.= oberer Quartilabstand
MW= Mittelwert

unt. Q.= unterer Quartilabstand
SD= Standardabweichung

4.2 Untersuchung

4.2.1 Untersuchungsvorbereitung

Während der Untersuchung trugen die Probanden Sport-Schuhe sowie -Hose. Die Oberkörper der Männer waren frei, Frauen trugen einen Büstenhalter. Nach dem Erheben relevanter Körpermaße wie Größe und Gewicht wurde die Elektrodenposition der zu untersuchenden Muskeln gemäß internationaler Standards (Ng et al. 1998, Hermens et al. 1999) mit wasserfestem Stift auf der Haut der Probanden gekennzeichnet. Dies wurde immer durch die gleiche, erfahrene Person durchgeführt.

Um eine möglichst geringe Impedanz zu erreichen wurde die Haut mittels abrasiver Peelingcreme (Epicont GE Medical Systems, Deutschland) von abgestorbenem Epithel und Fett gereinigt. Relevante Körperstellen wurden, wenn nötig, rasiert.

Auf die vorbereiteten Stellen wurden nun Silber/Silberchloridelektroden (H93 SG Arbo®, Covidien Deutschland,) mit einem Durchmesser der Signalaufnahme von 1,6 cm und einer Interelektrodenabstand von 2,5 cm auf die Haut geklebt, wobei die Ausrichtung der Elektroden immer parallel zur anatomisch vorhandenen Faserrichtung des untersuchten Muskels verlief (Abbildung 2).

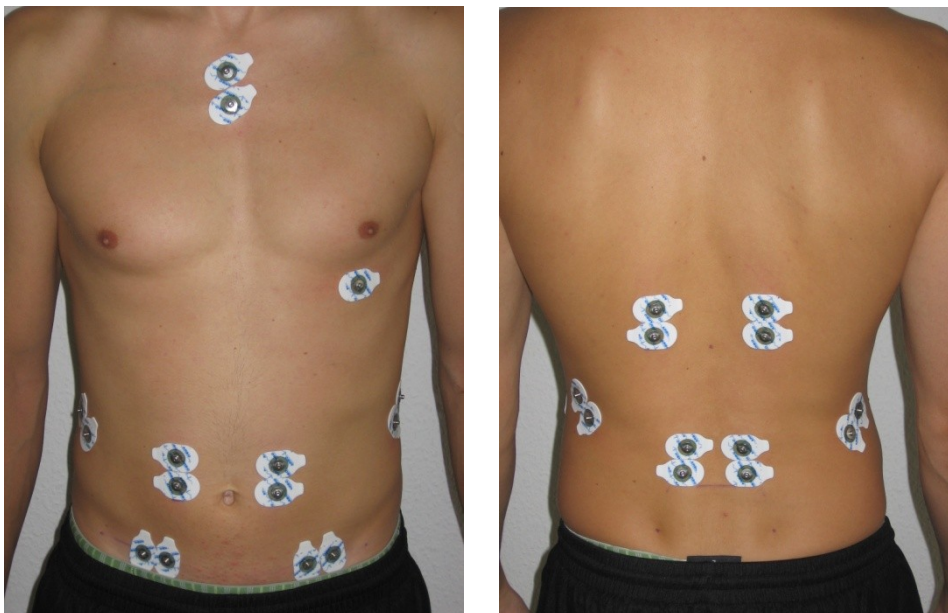


Abbildung 2
Proband nach Applikation der Oberflächen Elektroden

Folgende Muskeln wurden aufgesucht, markiert und beidseits symmetrisch mit Elektroden versehen: M. rectus abdominis, M. obliquus internus,

M. obliquus externus, M. iliocostalis, M. multifidus und M. erector longissimus. Des Weiteren wurden zwei Oberflächenelektroden entlang der Herzachse zur Detektion des EKG-Signals genutzt. Die exakte Elektrodenpositionierung kann Tabelle 2 entnommen werden.

Tabelle 2

Position der EMG- Elektroden anhand anatomischer Landmarken (Hermens et al. 1999, Ng et al. 1998)

Muskel	Lokalisation / Ausrichtung
Rectus abdominis	caudale Elektrode Höhe Nabel, 4cm von Mitte, vertikal
Obliquus internus	medial Leistenband, Höhe SIAS, horizontal
Obliquus externus	unterhalb tiefster Punkt Rippenbogen, auf Linie von dort zu kontralateralem Tuberculum pubicum, direkt an Rippenbogen
Iliocostalis	Höhe L2, medial der Linie SIPS- Unterkante Rippenbogen
Multifidus	Höhe L5, 1cm medial der Linie SIPS – L1/L2 Zwischenraum
Erector longissimus	Höhe L1, 2 Finger lateral des Processus spinosus auf Muskelbauch, nach kranial
EKG	direkt in Herzachse, mit Erde

Danach erfolgte das Anschließen der Verstärker an die Elektroden sowie der zugehörigen Kabel an eine Verstärkersteckplatte (Abbildung 3). Vor dem Beginn der Messung wurde eine visuelle Prüfung der EMG- sowie EKG-Signale am Laptop durchgeführt.

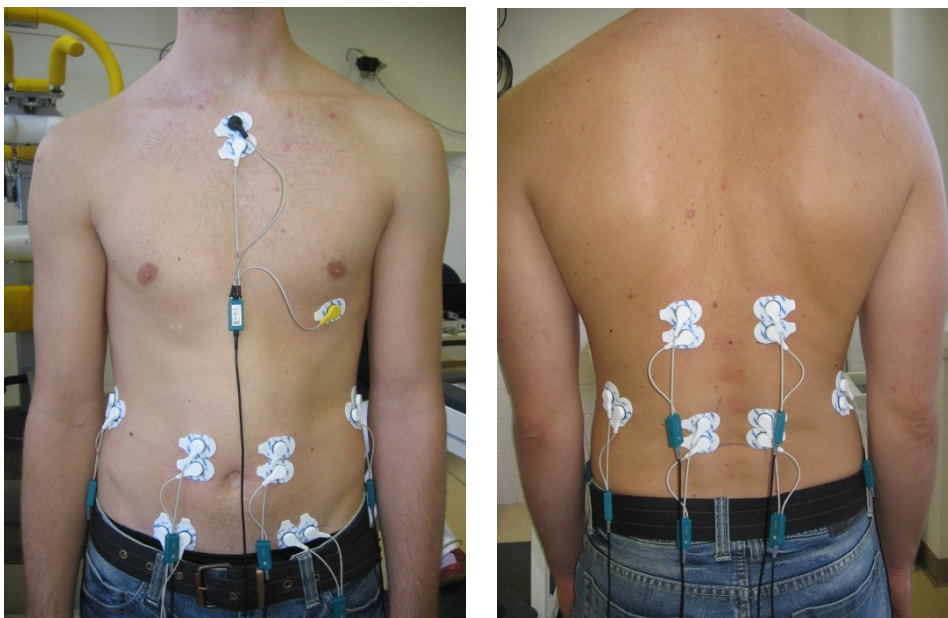


Abbildung 3

Proband nach Anschluss der Verstärker an die Oberflächenelektroden

4.2.2 Untersuchungsablauf

Die Studie wurde am computergestützten Test- und Trainingsgerätesystem (CTT) Centaur der Firma BFMC (Biofeedback Motor Control) mit Kraftaufsatz inklusive Display durchgeführt. In diesem Gerät werden die Probanden im Stehen fest an Oberschenkeln und Hüfte fixiert. Der Oberkörper bleibt dabei frei beweglich. Ähnlich eines Kipptisches kann das CTT Centaur durch Kippbewegungen die Körperlage der Probanden im Gravitationsfeld der Erde verändern. Bei Stabilisierung des Oberkörpers in der Körperlängsachse kommt es dabei zur Aktivierung der Rumpfmuskulatur. Die lose aufliegenden Schulterpolster des Kraftaufsatzes ermöglichen dem Studienteilnehmer über eine Feedbackfunktion (beweglicher Punkt im Display) die Kontrolle der exakten Körperposition während verschiedener Testsituationen (Abbildung 4).

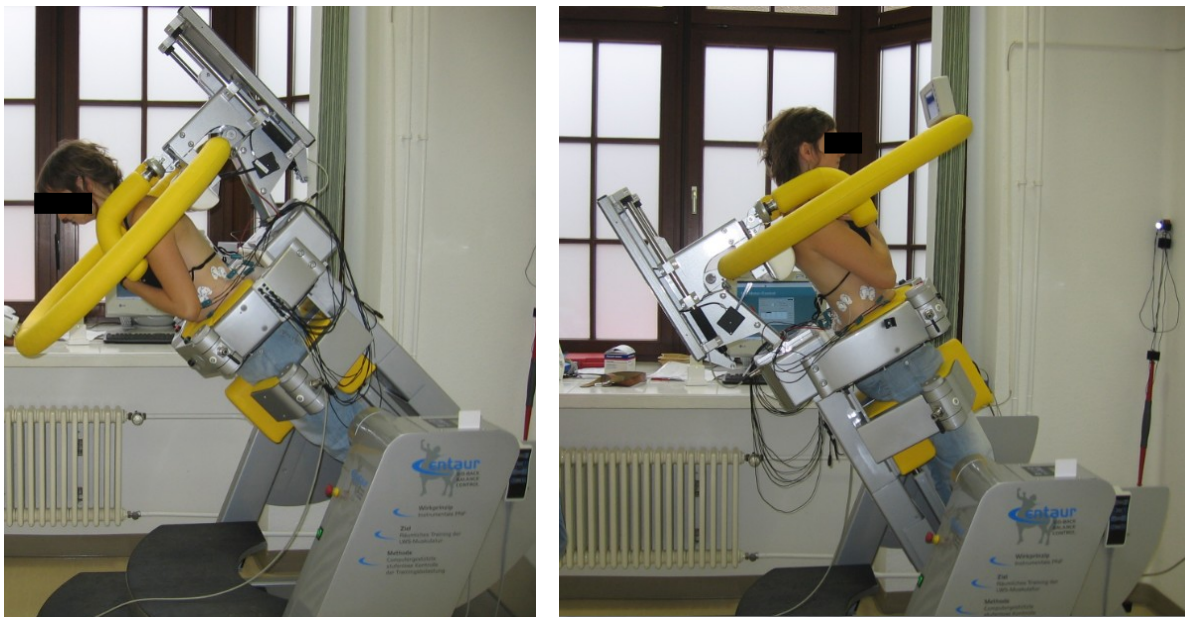


Abbildung 4
CCT Centaur bei graduiertem Vor- (links) und Rückkippen (rechts)

Durch graduierte Vor- und Rückkippen von 5° , 10° , 20° , 30° , 45° , 60° und 90° ist es möglich, entsprechend abgestufte relative Drehmomente von 9%, 17%, 34%, 50%, 71%, 87% und 100% auf den Oberkörper zu applizieren. Die prozentualen relativen Drehmomente stellen hier die anteilig applizierte Last bezogen auf die 90° -Kippung dar, nicht die vom Probanden maximal aufbringbare Kraftproduktion.

Zu Beginn der Untersuchung erfolgten zwei Ruhemessungen außerhalb des Testgerätes zu jeweils 20 Sekunden. Bei Ersterer standen die Teilnehmer mit den Füßen handbreit, die Arme hingen frei am Körper herunter und der Blick war nach

vorne gerichtet. Die Zweite erfolgte in der „Arbeitshaltung“ bei der die Arme vor der Brust gekreuzt wurden, wobei der rechte Arm der Brust immer zuerst auflag. Diese Haltung wurde später auch in den verschiedenen statischen Belastungssituationen eingenommen, um Abweichungen des wirkenden Drehmoments durch variierende Armhaltungen sowie Ko-Kontraktionen in den zu untersuchenden Muskeln zu minimieren.

Anschließend wurden die Probanden im CTT Centaur fixiert und die Verstärkerkabel mittels Kabelbinder am Gerät lose befestigt. Dabei wurde darauf geachtet, dass diese keinen Zügeinflüssen unterlagen. Anschließend wurden die eingehenden EMG- und EKG- Signale erneut visuell am Laptop geprüft.

Nun erfolgten wieder Ruhemessungen von 20 Sekunden analog den Vorhergegangenen, mit herunterhängenden Armen bzw. in Arbeitshaltung.

Die Aktivierung der Rumpfmuskulatur wurde durch graduierte Vor- und Rückkippen des CTT Centaur realisiert. Zu Beginn erfolgte die Bestimmung der Maximalwerte für die 90°-Vor- bzw. 90°-Rückkippen. Die Messzeit betrug jeweils fünf Sekunden.

4.2.2.1 Testsituation „Normal“ (ohne Hysterese)

Die durch die Kippung des Testgerätes verursachte Belastungssituation der Rumpfmuskulatur wurde über zwei sich grundsätzlich unterscheidende Wege erreicht. Bei Ersterer wurden die Probanden aus der senkrecht stehenden 0°-Position in die entsprechenden Testwinkel von 5°, 10°, 20°, 30°, 45°, 60° gekippt. Nach dem Programmieren des entsprechenden Kippwinkels fuhr das CTT Centaur selbstständig in die gewünschte Position. Beim Erreichen des Testwinkels wurden die Probanden aufgefordert ihren Oberkörper in der Längsachse zu stabilisieren und diesen mit Hilfe der beschriebenen Feedbackfunktion frei im Raum zu halten. Daraus resultierte die Aktivierung der Rumpfmuskulatur. Es erfolgte eine ca. acht-sekündige OEMG-Messung und nach zehn Sekunden fuhr das Testgerät automatisch in die 0°-Position zurück.

4.2.2.2 Testsituation „Hysterese“

Bei der zweiten Testsituation wurden ebenfalls die oben genannten Winkel angesteuert, jedoch nicht aus der senkrechten 0°-Position. Beim Hysteresetest

wurden alle Probanden zuerst in eine waagerechte 90°-Position gefahren. In dieser Stellung verharrte das Gerät drei Sekunden. Nach Ablauf dieser Zeit wurden die Probanden abermals aufgefordert ihren Oberkörper in der Längsachse zu stabilisieren und dies auch in der folgenden Testsituation beizubehalten. Das CTT Centaur fuhr automatisch in den vorher programmierten Testwinkel, bei welchem erneut eine ca. acht Sekunden lange OEMG-Messung stattfand. Nach zehn Sekunden richtete sich das Testgerät abermals in die senkrechte 0°-Position auf. So ergaben sich nach den Ruhe- und Maximalwertmessungen insgesamt 24 verschiedene Testsituationen:

1. Sechs Testwinkel jeweils Vor- und Rückkipfung ohne Hysterese
2. Sechs Testwinkel jeweils Vor- und Rückkipfung mit Hysterese

Für jeden Probanden wurde die Reihenfolge der 24 Testsituationen separat randomisiert. Des Weiteren konnten die Untersuchungsteilnehmer zwischen jeder Einzelmessung mindestens 30 Sekunden lang entspannen, um einer Muskelermüdung oder einem Lerneffekt vorzubeugen.

4.3 Signalleitung

Bei der Untersuchung erfolgte die Signalaufzeichnung der Muskelaktivität mittels bipolarer OEMG-Ableitung. Das Eingangssignal wurde um den Faktor 1000 verstärkt (5-700 Hz, Biovision, Werheim). Die Eingangsimpedanz des Verstärkers betrug 10 GOhm.

Zur Digitalisierung der OEMG-Ableitung wurde ein Analog-Digital-Wandler inklusive Anti-Alias-Filter mit ToM der Firma DeMeTec Deutschland verwendet. Die A/D-Wandlungsrate betrug 2000/s bei einer Auflösung von 0,596 nV/Bit.

4.4 Signalverarbeitung

Zur Weiterverarbeitung und Auswertung der aufgezeichneten OEMG-Rohdaten waren verschiedene Schritte nötig, um die Vergleichbarkeit der ermittelten Parameter sicherzustellen.

Das Signal wurde mittels der Computersoftware Matlab (The Mathworks®, USA) digital bandpassgefiltert. Um Bewegungsartefakte und niederfrequente Einflüsse der

Herzaktivität zu eliminieren, kam ein Hochpassfilter von 20 Hz zur Anwendung. Die Tiefpassfilterung erfolgte bei 400 Hz, da der zu erwartende Hauptfrequenzanteil der Muskelaktivität unterhalb von 200 Hz liegt (Konrad 2005). Da bei statischen Messungen oft nur kleine Signalamplituden gemessen werden wurde ein Bandrejectfilter für Frequenzen von 50 Hz und Vielfache dieses Wertes verwendet um Einflüsse der Netzspannung (Netzrauschen) auf das EMG-Signal zu verhindern. In den meisten Fällen kommt es bei Messungen im Rumpfbereich durch sich überlappende Frequenzbereiche (EMG 10-200 Hz, EKG 35-100 Hz) zur Kontamination des EMG-Signals durch EKG-Artefakte (Drake und Callaghan 2006, Allison 2003). Insbesondere die QRS-Komplexe sind durch ihren Anteil an hohen Frequenzen von besonderer Bedeutung. Deshalb wurden in den Messdateien die QRS-Komplexe im Bereich der R-Zacke mit Hilfe der Software Matlab automatisch detektiert und mit einem Marker versehen. Anschließend wurden die Markierungen visuell auf Richtigkeit überprüft. Mittels der Computersoftware WATISA (Eigenentwicklung FSU Jena) konnten fehlende Markierungen manuell ergänzt und falsch gesetzte Marker entfernt werden. Zur weiteren Auswertung wurden nur die Signalabschnitte im Bereich von 0,1 bis 0,5 s nach den Markierungen verwendet. Somit konnten alle EKG-Signale aus den OEMG-Daten eliminiert werden (Anders et al. 1991).

Im nächsten Schritt wurden alle Messdaten visuell auf Stationarität geprüft. In der Signalcharakteristik vorkommende Instationaritäten zum Beispiel in Folge von unerwünschten Bewegungen wurden von der weiteren Analyse durch das Entfernen der EKG-Marker mit Hilfe von WATISA ausgeschlossen.

Nach den oben genannten Bearbeitungsschritten lagen für jede Messsituation mindestens fünf Signalabschnitte vor, aus denen die mittleren Amplitudenwerte und die Medianfrequenzen für jeden Muskel in allen 24 Testsituationen berechnet werden konnten.

4.5 Auswerteparameter

4.5.1 Amplituden-Mittelwert

Die spezifisch bearbeiteten OEMG-Signale wurden durch die Bildung von Root Mean Square Werten digital geglättet. Dieser Glättungsalgorithmus ist ein standardisiertes Verfahren zur Bearbeitung von OEMG-Signalen (De Luca 1997). Berechnet wird die

Wurzel aus den Mittelwerten der quadrierten Amplitudenwerte über einen definierten Mittelungszeitraum (400 ms). Somit werden nichtreproduzierbare Amplitudenspitzen reduziert. Der resultierende mittlere Amplitudenwert zeigt den gemittelten Signaltrend der Amplitude. Die ermittelten RMS-Werte können als Maß für die Rekrutierung einzelner motorischer Einheiten und somit der elektromyografischen Aktivität im abgeleiteten Bereich angesehen werden (McGill 2004).

Von den digital geglätteten Daten wurde nun für jeden Probanden in jeder Testsituation und an jeder untersuchten Elektrodenposition Amplituden-Mittelwerte berechnet. Diese stellen aufgrund des bereits in Kapitel 2.3.4 beschriebenen korrelierenden Amplituden-Kraft-Verhältnisses einen der wichtigsten EMG-Analyseparameter dar. Von den Amplituden-Mittelwerten erfolgte die Berechnung der Medianwerte mit oberem und unterem Quartilabstand sowohl für die gesamte Stichprobe als auch geschlechtergetrennt.

Da das Roh-EMG stochastischer Natur ist und mittels digitaler Glättungsalgorithmen nichtreproduzierbare Amplitudenspitzen reduziert, aber nicht eliminiert werden können, wurde der Median, welcher robuster auf Ausreißer ist, dem Mittelwert vorgezogen.

Um des Weiteren eine bessere Vergleichbarkeit zu erreichen wurden relative Amplitudenwerte in Prozent für jeden Muskel während der verschiedenen Testsituationen berechnet. Dabei wird das für jeden Muskel während der verschiedenen Testsituationen vorkommende Maximum der Mittelwerte mit 100 Prozent gleich gesetzt. Die Werte der verbleibenden Testsituationen werden im entsprechenden Verhältnis des vorkommenden Maximums berechnet. Für die Relativwerte wurde ebenfalls für jede Elektrodenposition Medianwert mit oberem und unterem Quartilabstand für die gesamte Stichprobe und geschlechtsspezifisch bestimmt.

Außerdem wurden für jeden Probanden und jede Testsituation Koordinationsmuster erstellt, welche den prozentualen Anteil der RMS-Werte der einzeln erfassten Muskeln im Verhältnis zu den während einer Testsituation gesamt erfassten RMS-Werten darstellt (van Dieen et al. 2003). Mit Hilfe der Koordinationsmuster können inter- und intraindividuelle Unterschiede der Muskelaktivität und vor allem die Aktivierungsmuster der synergistisch wirkenden Rumpfmuskeln während einer statischen Belastungssituation aufgezeigt werden. Auch von den Werten der

Koordinationsmuster wurden sowohl Medianwert als auch oberer und unterer Quartilabstand für alle Probanden sowie Männer und Frauen einzeln errechnet. Zusätzlich erfolgte eine gepoolte Betrachtungsweise der mittleren Amplitudenwerte, Relativwerte und Koordinationsmuster. Dabei wurden die Daten der gleichen Muskeln beider Körperhälften (z.B. ra links und ra rechts) zusammengefasst und nicht wie vorher getrennt betrachtet. Ausgehend von diesen Werten wurden wiederum Median mit oberem und unterem Quartilabstand berechnet.

Des Weiteren wurden für jeden Probanden in jeder Testsituation Seitendifferenzen im Aktivierungsniveau der jeweils gleichartigen Muskeln bestimmt. Über folgende Gleichung wurden die mittleren Amplitudenwerte ins Verhältnis gesetzt:

$$100 - \left(\frac{\text{Muskel kleinerer Amplitudenwert} \times 100}{\text{Muskel größerer Amplitudenwert}} \right)$$

Man erhält einen Wert der prozentual angibt um wie viel größer sich der größere Amplitudenwert im Vergleich zum kleineren Amplitudenwert darstellt. Die Seitenorientierung wurde so vorgenommen, dass bei positiven Werten die rechte Seite gegenüber der linken größere Werte aufweist, bei negativen Werten umgekehrt.

Mit diesen Werten wurde wiederum der Medianwert der Seitendifferenzen sowie oberes und unteres Quartil für die gesamte Stichprobe und geschlechtsspezifisch bestimmt.

4.5.2 Medianfrequenzen

Als weiterer Auswerteparameter kam die Betrachtung der Medianfrequenzen für die verschiedenen Muskeln und Belastungssituationen zum Einsatz, da diese Informationen im Zusammenhang mit der Rekrutierung bzw. Dekrutierung motorischer Einheiten liefern sowie Aussagen über die Muskelermüdung ermöglichen (Hägg 1992). Mit Hilfe des Computerprogramms Matlab wurde aus den visuell kontrollierten Roh-EMG-Daten mittels Fast Fourier Transformation das Leistungsspektrum und die daraus resultierenden Medianfrequenzen errechnet.

Die Medianfrequenz definiert sich als die Frequenz, welche die Fläche unter der Spektrumskurve in zwei gleiche Hälften teilt. Die entsprechenden Werte aller

Probanden wurden für jeden Muskel und jede Testsituation berechnet. Mit diesen erfolgte die Bestimmung der Medianwerte sowie oberem und unterem Quartilabstand für die gesamte Stichprobe und geschlechtergetrennt.

Des Weiteren erfolgte ebenfalls eine gepoolte Betrachtungsweise der Medianfrequenzen.

4.6 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der statischen Untersuchung erfolgte mit Hilfe der Computersoftware SPSS 13 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA).

Aufgrund des Stichprobenumfangs und der Charakteristik von OEMG-Daten kann nicht davon ausgegangen werden, dass das Datenmaterial einer Normalverteilung unterliegt. Deswegen wurden mit Ausnahme der Varianzanalyse verteilungsfreie nichtparametrische Rangsummentests wie der Wilcoxon-Test und der U-Test nach Mann-Whitney verwendet.

Zu Beginn erfolgte mit Hilfe einer Varianzanalyse (ANOVA) die Untersuchung des Einflusses verschiedener Parameter auf das Aktivierungsmuster der Rumpfmuskulatur. Als unabhängige Variable wurde der Zwischensubjektfaktor „Geschlecht“ sowie die Innersubjektfaktoren „Winkel“ und „Variation der Ausgangssituation (Hysterese)“ und deren wechselseitige Einflüsse geprüft. Die Analyse erfolgte für die jeweilig interessierende Belastungssituation der Muskulatur. Das heißt für die Rückkipfung wurden die Muskeln ra, oi, oe und ico, für die Vorkippung die Muskeln ico, mf und es jeweils seitengetrennt untersucht. Eine Ausnahme stellte somit der ico dar, der sowohl in der Rück- als auch in der Vorkippung analysiert wurde. Die Gründe für die gesonderte Betrachtung des ico werden in Kapitel 6.2.2 ausgeführt. Die ANOVA erfolgte für die absoluten und relativen RMS-Werte sowie für die Werte der Medianfrequenz.

Zur Detektion signifikanter Unterschiede im Aktivierungsniveau der untersuchten Muskulatur zwischen den beiden Testsituationen „Normal“ und „Hysterese“ wurde der Wilcoxon-Test verwendet. Es wurden die absoluten und relativen Amplituden-Mittelwerte, sowie der Medianfrequenzen, für die zwölf interessierenden Testwinkel (sechs Winkel Vorkippung/ sechs Winkel Rückkipfung) für alle Probanden und geschlechtsgetrennt analysiert. Dabei wurden immer gleiche Kippwinkel in Bezug auf

die unterschiedliche Testsituation verglichen (z.B. Vorkippung 5° Normal mit Vorkippung 5° mit Hysterese usw.).

Für die gepoolte Betrachtungsweise wurde selbiges Vorgehen gewählt.

Die Werte der errechneten Koordinationsmuster der Amplitudenwerte wurden für die zwölf Testsituationen ebenfalls mit Hilfe des Wilcoxon-Tests verglichen, wobei noch vier weitere Testsituationen analysiert wurden:

- Stehen normal und Stehen in Arbeitshaltung
- Stehen normal im CTT und Stehen im CTT in Arbeitshaltung
- Stehen normal und Stehen normal im CTT
- Stehen in Arbeitshaltung und Stehen im CTT in Arbeitshaltung

Analog erfolgte auch die Auswertung der gepoolten Betrachtungsweise.

Die zuvor berechneten Werte der Seitendifferenz der mittleren Amplituden wurden mit Hilfe des Wilcoxon-Tests gegen die Zahl „Null“ analysiert. Somit können signifikante Unterschiede im Aktivierungsniveau gleichartiger Muskeln der beiden Körperhälften ausgemacht werden.

Auch diese Testung erfolgte für alle Probanden sowie Männer und Frauen einzeln.

Zur Untersuchung eventueller geschlechtsspezifischer Unterschiede im Aktivierungsniveau während der verschiedenen statischen Belastungssituationen (Vor- und Rückkipfung Normal 5-90° und Vor- und Rückkipfung mit Hysterese 5-60°) wurde der U-Test nach Mann-Whitney sowohl für die absoluten und relativen RMS-Werte als auch für die Medianfrequenzen verwendet.

Die Analyse erfolgte für die untersuchte Muskulatur seitengetrennt und „gepoolt“.

Auch die Koordinationsmuster der RMS-Werte wurden mit Hilfe des U-Tests nach Mann-Whitney auf geschlechtsspezifische Unterschiede für die oben genannten Testsituationen und zusätzlich für die vier Ruhemessungen untersucht.

5 Ergebnisse

5.1 Varianzanalyse (ANOVA)

Für die Varianzanalyse wurden alle Muskeln in der Hauptkraftrichtung seitengetrennt analysiert. Für die ventrale Bauchmuskulatur (ra, oi, oe) wurde die Rückkipfung betrachtet, für die dorsale Rumpfmuskulatur (mf, ico, es) die Vorkippung. Eine Ausnahme stellte der ico dar, der in beiden Kraftrichtungen analysiert wurde.

Zur Visualisierung der Ergebnisse der Varianzanalyse wurden farbkodierte Maps verwendet. Mit diesen gelingt die simultane Darstellung der Medianwerte für die absoluten und relativen Amplituden sowie für die Medianfrequenzen in Abhängigkeit von den Parametern Winkel und Hysterese.

5.1.1 Varianzanalyse für absolute Amplitudenwerte

In der Varianzanalyse der mittleren Amplitudenwerte (Tabelle 3) können durchgehend signifikante Einflüsse für den Parameter Winkel nachgewiesen werden. Die Muskeln oe sowie ico (ico in beiden Kraftrichtungen) zeigen eine beidseitige signifikante Beeinflussung durch den Parameter Hysterese. Dies trifft ebenfalls für den es I zu.

Der mf sowie der ico (ico bei Rückkipfung) präsentieren beidseits einen signifikanten Geschlechtseinfluss.

Die Interaktion der Parameter Winkel, Hysterese und Geschlecht untereinander zeigt signifikante Einflüsse auf diverse Muskeln. Dies gilt für den oi beidseits (Winkel und Geschlecht), den mf beidseits (Winkel, Geschlecht und Hysterese) sowie den oi, oe und ico während der Rückkipfung jeweils beidseits (Winkel und Hysterese).

Tabelle 3

ANOVA für mittlere Amplitudenwerte; fett gedruckte Werte signifikant für $p < 0,05$

		Hysterese	Hysterese * Sex	Winkel	Winkel * Sex	Hysterese * Winkel	Hysterese * Winkel * Sex	Sex
ra l	R	0,42	0,40	<0,01	0,28	0,24	0,53	0,41
ra r	R	0,57	0,45	<0,01	0,09	0,15	0,40	0,19
oi l	R	0,78	0,56	<0,01	0,03	<0,01	0,39	0,11
oi r	R	0,21	0,33	<0,01	0,01	0,02	0,79	0,09
oe l	R	<0,01	0,16	<0,01	0,36	<0,01	0,46	0,10
oe r	R	<0,01	0,33	<0,01	0,56	<0,01	0,57	0,46
ico l	R	<0,01	0,46	<0,01	0,28	<0,01	0,11	0,02
ico r	R	<0,01	1,00	<0,01	0,48	<0,01	0,58	0,03
ico l	V	<0,01	0,16	<0,01	0,12	0,10	0,65	0,97
ico r	V	<0,01	0,23	<0,01	0,22	0,29	0,46	0,85
mf l	V	0,82	0,44	<0,01	0,08	0,28	0,02	<0,01
mf r	V	0,48	0,78	<0,01	0,28	0,43	0,02	0,04
es l	V	<0,01	0,89	<0,01	0,91	0,21	0,29	0,85
es r	V	0,14	0,99	<0,01	0,38	0,15	0,66	0,13

2. Spalte: betrachtete Kipprichtung - R: Rückkipfung, V: Vorkippung

Die farbkodierten Maps (Abbildung 5), als kombinierte Darstellung der Amplitudenhöhen selber und zugeordneten Farbkodierungen zur besseren Visualisierung, zeigen eine deutliche Zunahme der Medianwerte mit steigenden Kippwinkeln für alle untersuchten Muskeln. Der ico erreicht dabei beidseits seine größten Werte während der Rückkipfung.

Des Weiteren lässt sich die Abhängigkeit der Werte vom Parameter Hysterese erkennen. Diese wird sichtbar durch die unterschiedliche Farbgebung der Werte für einen Muskel in einer bestimmten Testsituation. Dies gilt vor allem für den oe, es sowie den ico sowohl in Vor- als auch in Rückkipfung jeweils beidseits.

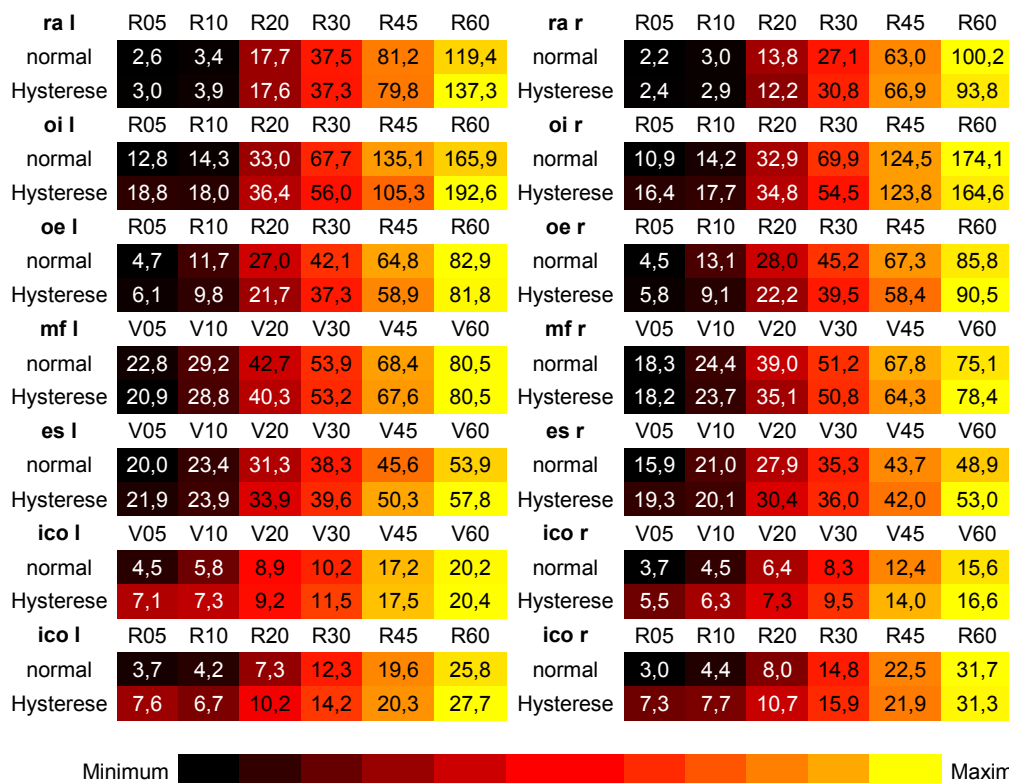


Abbildung 5
Darstellung des Einflusses von Kippwinkel und Testsituation auf mittlere Amplitudenwerte; dargestellt sind Medianwerte in μV für alle Probanden, die Skalierung erfolgte für jeden Muskel seitengetrent unter Berücksichtigung beider Testsituationen und aller Kippwinkel, dies gilt für alle weiteren entsprechenden Darstellungen

5.1.2 Varianzanalyse für relative Amplitudenwerte

In der Varianzanalyse der relativen Amplitudenwerte (Tabelle 4) zeigen sich ebenfalls durchgehend signifikante Winkelabhängigkeiten.

Für den Parameter Hysterese können Signifikanzen analog der absoluten mittleren Amplituden (oe beidseits, ico beidseits in beiden Krafrichtungen, es l) und zusätzlich für den es r nachgewiesen werden. Ein Geschlechtseinfluss präsentiert sich nur für den ra r.

Die Relativwerte des ico zeigen für die Vorkippung beidseits signifikante Interaktionen zwischen den Parametern Hysterese und Geschlecht.

Eine Interaktion zwischen den Parametern Winkel und Geschlecht kann Beeinflussungen auf den oi beidseits, den ra r sowie den ico l während der Vorkippung aufzeigen.

Analog der absoluten Amplituden ergeben sich Signifikanzen bei der Interaktion von Winkel und Hysterese für den oe, oi, sowie den ico (während Rückkipfung) jeweils beidseits sowie zusätzlich für den ra r.

Für die Relativwerte des mf zeigen sich darüber hinaus signifikante Interaktionen zwischen allen drei analysierten Parametern.

Tabelle 4

ANOVA für relative Amplitudenwerte; fett gedruckte Werte signifikant für $p < 0,05$

		Hysterese	Hysterese * Sex	Winkel	Winkel * Sex	Hysterese * Winkel	Hysterese * Winkel * Sex	Sex
ra l	R	0,86	0,84	<0,01	0,08	0,26	0,78	0,11
ra r	R	0,75	0,43	<0,01	<0,01	0,03	0,55	<0,01
oi l	R	0,88	0,32	<0,01	0,04	<0,01	0,61	0,05
oi r	R	0,22	0,57	<0,01	0,01	<0,01	0,88	0,82
oe l	R	<0,01	0,24	<0,01	0,61	<0,01	0,64	0,39
oe r	R	<0,01	0,18	<0,01	0,42	<0,01	0,26	0,28
ico l	R	<0,01	0,67	<0,01	0,14	<0,01	0,30	0,78
ico r	R	<0,01	0,27	<0,01	0,68	<0,01	0,64	0,84
ico l	V	<0,01	0,04	<0,01	0,01	0,17	0,65	0,26
ico r	V	<0,01	0,04	<0,01	0,05	0,27	0,28	0,22
mf l	V	0,83	0,40	<0,01	0,16	0,27	0,04	0,12
mf r	V	0,44	0,85	<0,01	0,86	0,35	0,04	0,80
es l	V	<0,01	0,72	<0,01	0,77	0,25	0,29	0,32
es r	V	0,04	0,83	<0,01	0,36	0,13	0,67	0,84

2. Spalte: betrachtete Kipprichtung - R: Rückkipfung, V: Vorkippung

In den farbkodierten Maps (Abbildung 6) zeigt sich analog der absoluten Amplituden, durchgehend für alle Muskeln, ein deutlicher Anstieg der Relativwerte mit steigendem Winkel.

Auch hier werden Beeinflussungen der Werte durch den Parameter Hysterese sichtbar. Unterschiedliche Farbabstufungen für gleiche Kippwinkel sind vor allem für den oe, es und ico zu erkennen.

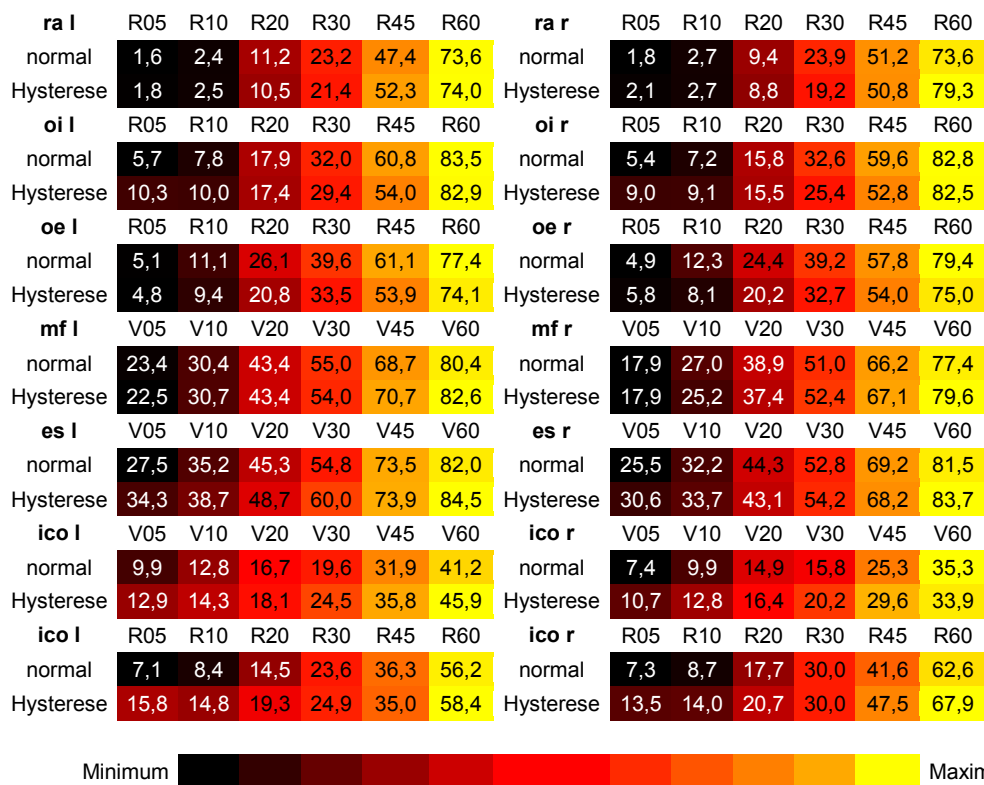


Abbildung 6

Darstellung des Einflusses von Kippwinkel und Testsituation auf relative Amplitudenwerte (in Prozent); dargestellt sind Medianwerte für alle Probanden

5.1.3 Varianzanalyse für Medianfrequenzen

Auch für die Medianfrequenzen (Tabelle 5) zeigt sich eine durchgehend signifikante Winkelabhängigkeit.

Signifikante Beeinflussung durch den Parameter Hysterese können für den oi, ico (während Vorkippung), mf und es jeweils beidseits sowie für den oe l und den ra r nachgewiesen werden.

Ein Geschlechtseinfluss ist nur auf den ra beidseits sowie auf den oe l zu beobachten.

Die Interaktion der Parameter Hysterese und Geschlecht zeigt Einflüsse auf den es l sowie auf den mf l und den ico l (während Rückkipfung).

Für die Interaktion der Parameter Winkel und Geschlecht kann ein Einfluss auf den ra beidseits und den ico l (während Vor- und Rückkipfung) beobachtet werden.

Das Zusammenwirken der Parameter Hysterese und Winkel zeigt eine Beeinflussung des oi und des ico (während Rückkipfung) jeweils beidseits sowie des ra r und des ico l (während Vorkippung).

Die Interaktionen zwischen allen drei Parametern beeinflussen die Medianfrequenzen des es r.

Tabelle 5

ANOVA für Medianfrequenzen; fett gedruckte Werte signifikant für $p < 0,05$

		Hysterese	Hysterese * Sex	Winkel	Winkel * Sex	Hysterese * Winkel	Hysterese * Winkel * Sex	Sex
ra l	R	0,12	0,47	<0,01	0,01	0,44	0,69	0,01
ra r	R	<0,01	0,27	<0,01	0,02	0,01	0,76	0,01
oi l	R	0,02	0,22	<0,01	0,39	<0,01	0,42	0,26
oi r	R	0,01	0,98	<0,01	0,25	<0,01	0,75	0,18
oe l	R	0,04	0,69	<0,01	0,10	0,12	0,27	0,04
oe r	R	0,67	0,81	<0,01	0,32	0,09	0,05	0,06
ico l	R	0,31	0,01	<0,01	<0,01	<0,01	0,07	0,07
ico r	R	0,22	0,18	<0,01	0,37	<0,01	0,36	0,08
ico l	V	<0,01	0,92	<0,01	0,02	<0,01	0,08	0,95
ico r	V	<0,01	0,17	0,01	0,58	0,20	0,79	0,27
mf l	V	<0,01	0,01	<0,01	0,44	0,81	0,65	0,59
mf r	V	<0,01	0,10	<0,01	0,17	0,38	0,34	0,13
es l	V	0,03	0,03	<0,01	0,84	0,50	0,77	0,10
es r	V	<0,01	0,03	0,02	0,06	0,27	0,03	0,67

2. Spalte: betrachtete Kipprichtung - R: Rückkipprichtung, V: Vorkipprichtung

Die farbkodierten Maps (Abbildung 7) zeigen ein unterschiedliches Verhalten der untersuchten Muskeln in Bezug auf das Frequenzmuster für die einzelnen Testsituationen. Die ventrale Rumpfmuskulatur sowie der ico jeweils beidseits und der es l weisen die höchsten Werte im Bereich der kleinen Kippwinkel auf. Mit steigendem Winkel fallen die Werte ab und erreichen ihr Minimum im Bereich der höchsten Kippwinkel.

Im Gegensatz dazu erreicht der mf seine niedrigsten Frequenzen im Bereich der kleinen und seine größten Frequenzen im Bereich der mittleren Kippwinkel.

Ebenso verhält sich der es r. Dabei ist festzuhalten, dass der es beidseits eine geringe Frequenzvariation von weniger als 10 Hz aufweist.

Des Weiteren wird in den Maps die Abhängigkeit der Werte vom Einflussfaktor Hysterese sichtbar.

ra l	R05	R10	R20	R30	R45	R60	ra r	R05	R10	R20	R30	R45	R60
normal	154,4	99,8	77,1	75,4	72,3	70,5	normal	165,3	103,8	77,1	78,7	71,0	71,7
Hysterese	140,0	109,1	71,8	67,4	69,7	65,6	Hysterese	140,3	119,4	71,9	68,6	66,6	65,7
oi l	R05	R10	R20	R30	R45	R60	oi r	R05	R10	R20	R30	R45	R60
normal	96,4	74,1	54,5	49,7	46,7	47,8	normal	93,0	69,5	54,2	49,3	46,3	48,6
Hysterese	105,8	90,8	52,5	51,8	44,4	46,5	Hysterese	97,4	84,5	53,9	50,5	48,0	45,2
oe l	R05	R10	R20	R30	R45	R60	oe r	R05	R10	R20	R30	R45	R60
normal	67,0	56,1	55,4	54,2	53,6	53,9	normal	67,5	56,8	58,0	56,9	56,0	55,9
Hysterese	63,9	56,9	52,7	53,0	53,6	51,0	Hysterese	69,1	61,9	54,6	55,6	56,2	55,5
mf l	V05	V10	V20	V30	V45	V60	mf r	V05	V10	V20	V30	V45	V60
normal	108,4	112,0	118,1	119,5	117,4	115,3	normal	110,7	113,8	119,4	119,8	121,5	115,7
Hysterese	102,7	109,6	112,6	115,0	114,0	111,4	Hysterese	105,9	111,4	114,7	115,2	116,6	112,5
es l	V05	V10	V20	V30	V45	V60	es r	V05	V10	V20	V30	V45	V60
normal	91,2	91,3	89,6	90,0	89,5	84,7	normal	86,4	85,9	90,8	88,8	86,0	86,4
Hysterese	87,3	91,0	89,4	88,7	88,1	86,7	Hysterese	84,0	85,9	85,8	86,6	85,8	85,1
ico l	V05	V10	V20	V30	V45	V60	ico r	V05	V10	V20	V30	V45	V60
normal	103,1	104,9	97,2	99,4	90,2	85,3	normal	108,8	103,2	103,3	108,5	103,2	96,1
Hysterese	91,2	88,8	89,3	89,4	83,5	83,6	Hysterese	95,2	97,0	93,5	95,8	95,2	91,1
ico l	R05	R10	R20	R30	R45	R60	ico r	R05	R10	R20	R30	R45	R60
normal	106,2	78,6	61,4	57,8	56,5	62,4	normal	103,2	78,0	70,0	67,2	66,3	68,1
Hysterese	81,2	75,4	68,2	67,3	63,1	63,7	Hysterese	87,7	82,0	73,9	69,1	69,6	67,6

Minimum  Maximum

Abbildung 7

Darstellung des Einflusses von Kippwinkel und Testsituation auf Medianfrequenzen; dargestellt sind Medianwerte in Hz für alle Probanden

5.2 Analyse der einzelnen Rumpfmuskeln bezüglich der beiden Testsituationen Normal und Hysterese in Hauptkraftrichtung der jeweiligen Muskeln

Zur Analyse und graphischen Darstellung der OEMG-Daten wurden sowohl absolute als auch relative Differenzen zwischen den Werten der beiden Testsituationen Normal und Hysterese berechnet und deren Mediane sowie obere und untere Quartile bestimmt. Die relativen Differenzen nehmen dabei Bezug auf die Höhe der vorliegenden absoluten Amplitudenwerte. Positive Werte dieser Differenzen zeigen dabei größere Werte für die Testsituation Hysterese im Vergleich zur Testsituation Normal an. Die Medianwerte der errechneten absoluten und relativen Differenzen werden im Folgenden als „Situationsdifferenzen“ (SiD) bezeichnet.

Die Analyse erfolgte für jeden Muskel und jeden Kippwinkel vergleichend zwischen den zwei Testsituationen. Analysiert wurden die absoluten und relativen Amplituden und die Medianfrequenzen für alle Probanden sowie für Frauen und Männer getrennt. Für die ventrale Rumpfmuskulatur wurde die Rückkipfung betrachtet, für die dorsale Rumpfmuskulatur die Vorkippung.

Die folgenden Betrachtungen beziehen sich, soweit nicht anders erwähnt, auf die Werte für Männer und Frauen.

5.2.1 Absolute Amplitudenwerte

Für den Vergleich der absoluten Amplitudenwerte zwischen den beiden Testsituationen lassen sich für die analysierte Muskulatur tendenziell abweichende Grundmuster beobachten. Die Muskeln lassen sich dabei grob in zwei verschiedene Gruppen einteilen:

In einer Gruppe treten über alle Belastungssituationen im Prinzip positive Situationsdifferenzen, also höhere Werte für die Testsituation Hysterese, auf. Dies gilt für den ico sowie den es. Eine Ausnahme stellt dabei der es I bei einem Kippwinkel von 45° dar. Hier erreicht die absolute Situationsdifferenz einen minimal negativen Wert.

In der anderen Gruppe nehmen die Situationsdifferenzen über alle Belastungssituationen sowohl positive als auch negative Werte an. Zu dieser Gruppe gehört der ra, oi, oe sowie der mf.

Statistische Signifikanzen für die unterschiedlichen statischen Belastungssituationen lassen sich für die jeweiligen Muskeln in unterschiedlichem Maß nachweisen.

Auffällig sind signifikant größere OEMG-Werte für die Testsituation Hysterese beim niedrigsten Kippwinkel für alle Muskeln mit Ausnahme des mf und des oe I sowie durchgehend signifikant kleinere Werte für die ventrale Rumpfmuskulatur bei einem Kippwinkel von 30° mit Ausnahme des ra I.

Für die 60°-Kippung kann für keinen Muskel in seiner Hauptkraftrichtung ein relevanter Unterschied zwischen den beiden Testsituationen festgestellt werden.

Durchgehende signifikante Änderungen der absoluten Amplituden über die einzelnen Belastungsstufen für die Variation der Ausgangsbedingungen zeigen nur der oe und der ico.

Des Weiteren lassen sich für die relativen Situationsdifferenzen aller Muskeln tendenziell kontinuierlich abnehmende Werte mit steigender Belastung beobachten (Abbildung 8).

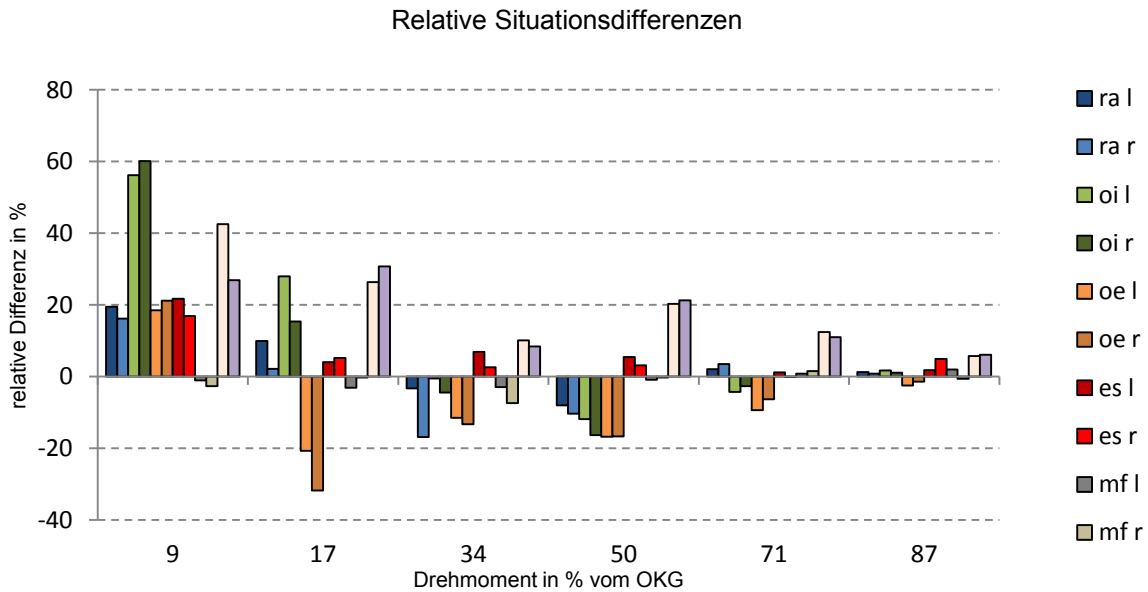


Abbildung 8
Relative Situationsdifferenzen der absoluten Amplitudenwerte für alle Muskeln mit steigender Belastungssituation in HKR; positive Differenzen bedeuten größere Werte für die Testsituation Hysteresis

Für die absoluten Situationsdifferenzen (Abbildung 9) lässt sich dies nicht beobachten. Hier finden sich maximale Situationsdifferenzen am ehesten im Bereich der 30°-Kippung. Das Minimum wird allerdings ebenfalls tendenziell für den größten Kippwinkel beobachtet.

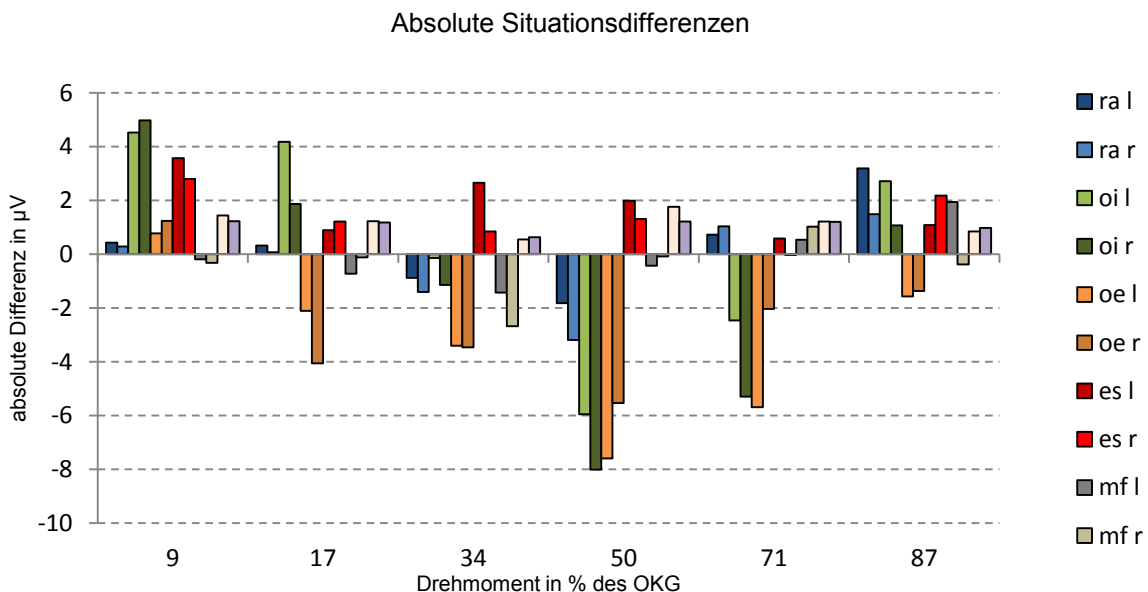


Abbildung 9
Absolute Situationsdifferenzen der absoluten Amplitudenwerte für alle Muskeln mit steigender Belastungssituation in HKR, positive Differenzen bedeuten größere Werte für die Testsituation Hysteresis

Der ra zeigt beidseits für die Situation Hysterese tendenziell höhere Amplitudenwerte sowohl für die beiden kleinsten als auch für die beiden größten Kippwinkel. Negative Situationsdifferenzen ergeben sich für die mittleren Belastungsstufen (20°, 30°), wobei statistische Signifikanzen für die 5°-Rückkipfung beidseits sowie die 30°-Rückkipfung rechts bestehen.

Die Situationsdifferenzen des oi beidseits (Abbildung 10, Darstellung nur für den oi r) verhalten sich ähnlich wie die des ra. Kleinere Kippwinkel (5°, 10°) sind gekennzeichnet durch positive Situationsdifferenzen. Mit steigender Belastung nehmen diese negative Werte an und stellen sich erst für den größten Kippwinkel wieder positiv dar.

Statistisch relevante Unterschiede zwischen den Werten der beiden Testsituationen bestehen für die 5°- und 30°-Rückkipfung beidseits sowie für die 10°-Kippung links.

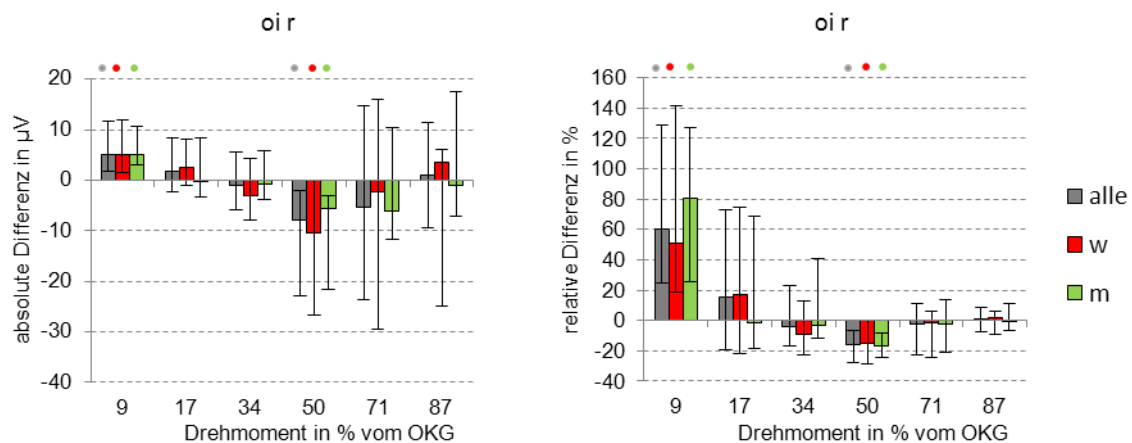


Abbildung 10

Absolute (links) und relative (rechts) Situationsdifferenzen der absoluten Amplitudenwerte; die Punkte im oberen Bereich markieren farblich korrespondierend zu den getesteten Gruppen statistisch signifikante Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen; w= Frauen, m= Männer, positive Differenzen bedeuten größere Werte für die Testsituation Hysterese

Auch der oe zeigt beidseits beim niedrigsten Kippwinkel größere Werte für die Testsituation Hysterese. Ab einem Kippwinkel von 10° stellen sich die Situationsdifferenzen negativ dar.

Signifikante Unterschiede bestehen dabei für den oe r bei 5° sowie beidseits für 10°, 20°, 30° und 45°.

Bezüglich der vier geringsten Kippwinkel stellen sich die Amplituden des mf für die Testsituation Hysterese beidseits kleiner dar. Für die beiden größten Kippwinkel divergiert das Verhalten seitenspezifisch. Der mf l zeigt sowohl für die 45°- als auch

für die 60°-Kippung positive Situationsdifferenzen. Für den rechten mf sind diese nur bei 45° positiv und bei 60° negativ.

Statistisch signifikante Unterschiede bestehen nur für die Amplitudenwerte des mf r bei 20°.

Durchgehend größere Werte für die Testsituation Hysterese zeigt der ico beidseits (Abbildung 11) wobei statistisch relevante Unterschiede für die Kippwinkel 5°, 10°, 30° und 45° beidseits, sowie für 20° des ico l nachweisbar sind.

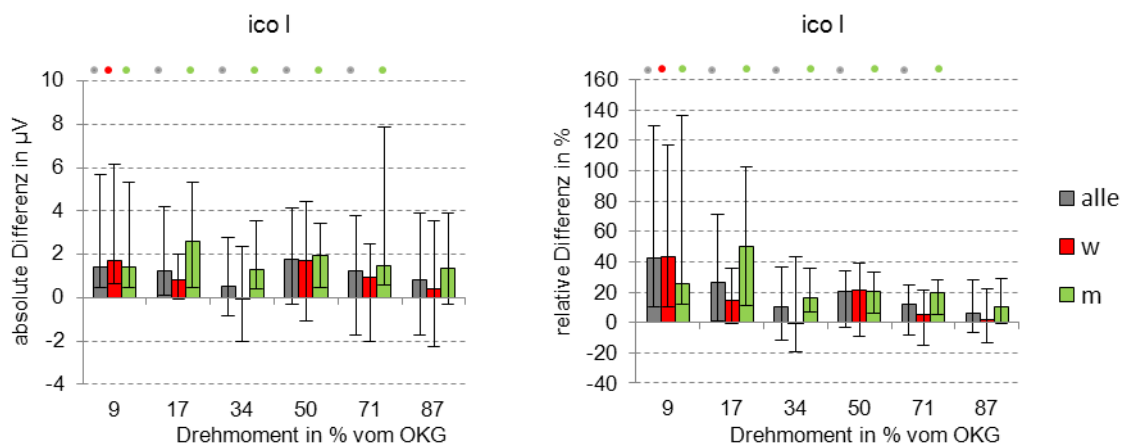


Abbildung 11

Absolute (links) und relative (rechts) Situationsdifferenzen der absoluten Amplitudenwerte; die Punkte im oberen Bereich markieren farblich korrespondierend zu den getesteten Gruppen statistisch signifikante Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen; w= Frauen, m= Männer, positive Differenzen bedeuten größere Werte für die Testsituation Hysterese

Analog zum ico stellen sich die Situationsdifferenzen für den es durchgehend positiv dar. Dies gilt für alle Belastungssituationen auf beiden Körperseiten mit Ausnahme der 45°-Kippung des es r. Hier besteht eine minimal negative Situationsdifferenz.

Statistische Signifikanz besteht beidseits für die 5°- sowie linksseitig für die 30°-Vorkippung.

5.2.1.1 Geschlechtsspezifische Unterschiede für die Situationsdifferenzen der absoluten Amplitudenwerte

Zur Detektion etwaiger Geschlechtsunterschiede für die absoluten und relativen Situationsdifferenzen wurde ein U-Test nach Mann-Whitney durchgeführt. Mit diesem können Unterschiede im Ausmaß der Situationsdifferenzen zwischen den beiden Geschlechtern nachgewiesen werden.

Die statistische Analyse erfolgte nur für die absoluten und nicht für die relativen Amplitudenwerte. Da die relativen Amplitudenwerte Verhältniswerte der absoluten Amplitudenwerte darstellen, ergeben sich bei der Bildung der Situationsdifferenzen für beide gleiche Werte. Statistisch errechnete Werte und somit auch Signifikanzen sind also für die Situationsdifferenzen der absoluten und relativen Amplitudenwerte gleich.

Die Betrachtung der einzelnen Muskeln ergab dabei sehr wenige statistisch signifikante Unterschiede für die einzelnen Belastungssituationen.

Für den ra, oi, es jeweils beidseits sowie für den ico r ergeben sich keine geschlechtsspezifischen Unterschiede im Ausmaß der Situationsdifferenzen.

Der oe l zeigt bei der 30°-Kippung eine signifikant höhere absolute Situationsdifferenz für die Frauen.

Der oe r weist für die relativen Situationsdifferenzen deutliche Unterschiede bei R60 auf, wobei sich die Situationsdifferenz der Männer positiv, die der Frauen negativ darstellt.

Signifikant größere relative Situationsdifferenzen für die Männer lassen sich für den ico l bei der 45°-Kippung beobachten.

Für den mf l ergeben sich bei der 30°- und der 60°-Belastungssituation deutlich größere Werte für die absoluten als auch für die relativen Differenzen bei den Männern.

Im Gegensatz dazu zeigt der mf r bei 30°- und 60°-Kippung signifikant größere relative Differenzen für die Frauen. Dies gilt ebenfalls für die absoluten Werte bei 30°.

5.2.2 Relative Amplitudenwerte

Der Vergleich der relativen Amplitudenwerte zwischen beiden Testsituationen zeigt sehr ähnliche Ergebnisse analog der absoluten Amplituden. Die in Kapitel 5.2.1 beschriebenen Grundmuster treffen auch für die relativen Amplitudenwerte zu.

Statistische Signifikanzen lassen sich für die jeweiligen Muskeln ebenfalls in unterschiedlichem Maß nachweisen, wobei mehr statistische Unterschiede im Vergleich zu den absoluten Amplitudenwerten vor allem für den es nachweisbar sind. Tendenziell lassen sich, mit Ausnahme des mf, für alle Muskeln in der geringsten Belastungssituation ebenfalls signifikant höhere Werte für die Testsituation Hysterese

beobachten. Für die ventralen Rumpfmuskeln können außerdem signifikant kleinere Werte bei der 30°-Kippung aufgezeigt werden. Eine Ausnahme stellt dabei der ra l dar.

Abgesehen vom mf können für die dorsalen Rumpfmuskeln durchgehend signifikant größere Werte bei 10°-Vorkippung für die Testsituation Hysterese nachgewiesen werden.

Das Verhalten der errechneten Situationsdifferenzen über die steigende Belastungssituation für jeden einzelnen Muskel stellt sich analog der absoluten Amplitudenwerte dar.

Im Vergleich der beiden Testsituationen können für die Muskeln ra, oi, mf und ico statistisch signifikante Unterschiede exakt für die gleichen Kippwinkel wie bei den absoluten Amplituden beobachtet werden.

Für den oe l bei 5°, den es l bei 10° und 20° sowie den es r bei 10° können im Vergleich mit den Absolutwerten zusätzliche signifikante Unterschiede für die beiden Testsituationen aufgezeigt werden.

Der oe r zeigt jedoch für die Relativwerte bei der 45°-Kippung bezüglich der verschiedenen Testsituationen keine statistisch signifikanten Unterschiede mehr.

Da sich die Situationsdifferenzen für absolute und relative Werte gleich darstellen, bestehen zwischen den Geschlechtern die gleichen Unterschiede wie in Abschnitt 5.2.1.1 beschrieben.

5.2.3 Medianfrequenzen

Beim Vergleich der Medianfrequenzen zwischen den beiden Testsituationen ergibt sich für die analysierte Muskulatur ein recht einheitliches Grundmuster. Dieses ist gekennzeichnet durch fast durchgehend negative Situationsdifferenzen, das bedeutet kleinere Werte für die Testsituation Hysterese.

Einzige Ausnahme stellt der oi beidseits dar, welcher vor allem im Bereich der niedrigeren Belastungsstufen tendenziell positive Situationsdifferenzen aufweist. Gleiches gilt für den ra l sowie den oe l jeweils bei der 10°-Rückkipfung.

Statistische Unterschiede für die Werte der beiden Testsituationen lassen sich für alle Muskeln in unterschiedlichem Maß beobachten.

Auffällig sind signifikant niedrigere Frequenzen für die Testsituation Hysterese beim größten Kippwinkel für alle Muskeln mit Ausnahme des es. Gleiches gilt für die 45°- bzw. 30°-Kippung. Einzige Ausnahme hierbei stellt der oi dar.

Der ra zeigt linksseitig bis auf die 10°-Kippung durchgehend negative Situationsdifferenzen, welche für Kippwinkel von 30°, 45° und 60° beidseits sowie für 5° auf der rechten Körperseite statistisch signifikant sind.

Ähnliches gilt für den oe. Auch hier nehmen die Situationsdifferenzen bis auf die 10°-Kippung linksseitig negative Werte an. Statistisch nachweisbare Unterschiede zwischen den Testsituationen bestehen dabei beidseits für die vier größten Belastungssituationen.

Das Grundmuster des oi stellt sich divergent zu dem der anderen betrachteten Muskeln dar. Die Situationsdifferenzen (Abbildung 12) nehmen für die 5°- und 10°-Kippung beidseits, für die 20°-Kippung rechtsseitig sowie die 30°-Kippung auf der linken Körperseite positive Werte an. Für die restlichen Belastungsstufen zeigen sich dann ebenfalls tendenziell kleinere Werte bezüglich der Testsituation Hysterese. Die bestehenden Unterschiede stellen sich für die 10°- sowie die 60°-Kippung als signifikant dar.

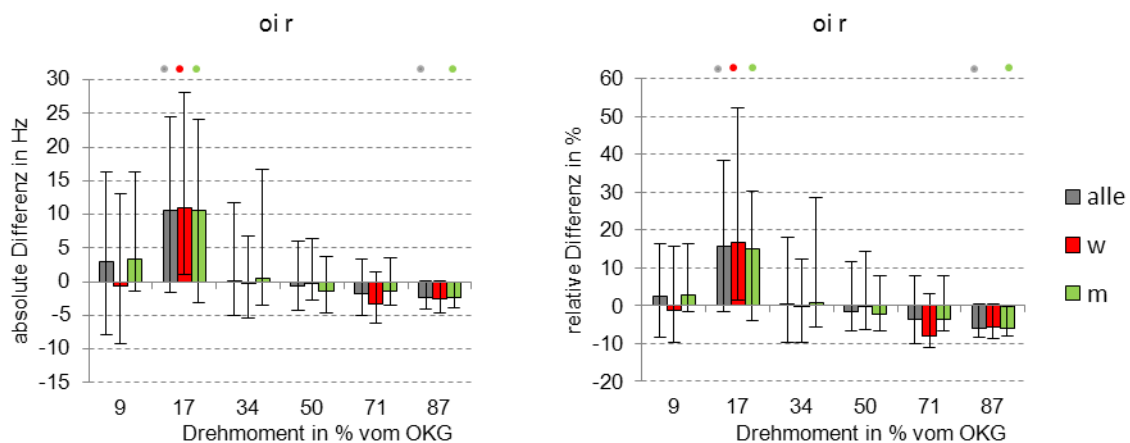


Abbildung 12

Absolute (links) und relative (rechts) Situationsdifferenzen der Medianfrequenzen; die Punkte im oberen Bereich markieren farblich korrespondierend zu den getesteten Gruppen statistisch signifikante Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen; w= Frauen, m= Männer; positive Differenzen bedeuten größere Werte für die Testsituation Hysterese

Die Situationsdifferenzen der drei dorsalen Rückenmuskeln weisen durchgehend negative Werte auf. Statistisch signifikante Unterschiede bestehen dabei für den ico bei allen, sowie für den mf (Abbildung 13) bei den fünf größten Belastungssituationen.

Selbiges gilt für den es bei der 20°, 30°- sowie 45°-Kippung beidseits und für die 5°- bzw. 10°-Kippung rechtsseitig.

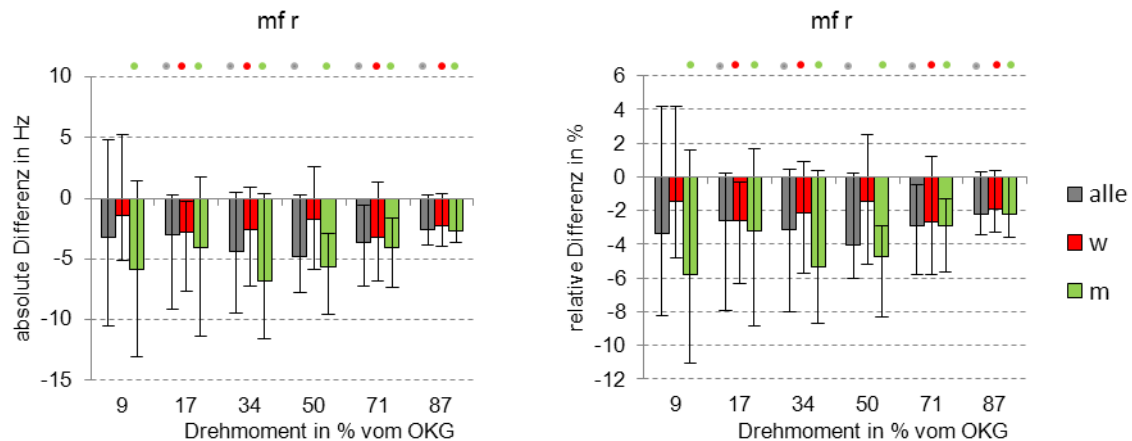


Abbildung 13

Absolute (links) und relative (rechts) Situationsdifferenzen der Medianfrequenzen; die Punkte im oberen Bereich markieren farblich korrespondierend zu den getesteten Gruppen statistisch signifikante Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen; w= Frauen, m= Männer, positive Differenzen bedeuten größere Werte für die Testsituation Hysteresis

5.2.3.1 Geschlechtsspezifische Unterschiede für die Situationsdifferenzen der Medianfrequenzen

Auch für die Medianfrequenzen können nur sporadisch signifikante Unterschiede mittels U-Test nach Mann-Whitney im Ausmaß der Situationsdifferenzen nachgewiesen werden.

Dabei ergeben sich keinerlei Unterschiede für den ra und ico jeweils beidseits, sowie für den oi r, den oe l und den es r.

Signifikant größere absolute und relative Situationsdifferenzen für die Männer zeigen der oe r bei der 20°- und 30°-, der mf l bei der 5°-, 30°- und 45°-, der mf r bei der 30°- sowie der es l bei der 20°-Kippung.

Für die Frauen bestehen signifikant größere Situationsdifferenzen nur bei der 5°-Rückkippung für den oi l.

5.3 Analyse der einzelnen Rumpfmuskeln bezüglich der beiden Testsituationen Normal und Hysterese entgegen der Hauptkraftrichtung der jeweiligen Muskeln

Analog der Analyse in 5.2 erfolgte der Vergleich zwischen den beiden Testsituationen mittels der Berechnung der absoluten und relativen Situationsdifferenzen ebenfalls für die absolute und relative Amplitudenwerte sowie für die Medianfrequenzen für alle Probanden und geschlechtsspezifisch.

Betrachtet wurde für die ventralen Rumpfmuskeln die Vorkippung, für die dorsalen die Rückkipfung. Die folgenden Ausführungen beziehen sich dabei, wenn nicht anders deklariert, auf die gemeinsamen Werte für Männer und Frauen.

5.3.1 Absolute Amplitudenwerte

Für die Situationsdifferenzen ergibt sich für alle analysierten Muskeln ein durchgehend einheitliches Verhalten.

Diese nehmen über alle Belastungssituationen fast ausschließlich positive Werte, also immer höhere Werte für die Testsituation Hysterese, an. Ausnahmen mit negativen Situationsdifferenzen stellen nur der $ra\ l$ bei 10° -, der $ra\ r$ bei 60° - sowie der $oi\ r$ bei 60° -Kippung dar.

Die relativen Differenzen der analysierten Rumpfmuskeln zeigen dabei ihre maximale Ausprägung bei niedrigen Kippwinkeln und fallende Werte mit steigender Belastungssituation. Stellvertretend sind hier die Situationsdifferenzen des $es\ r$ dargestellt (Abbildung 14).

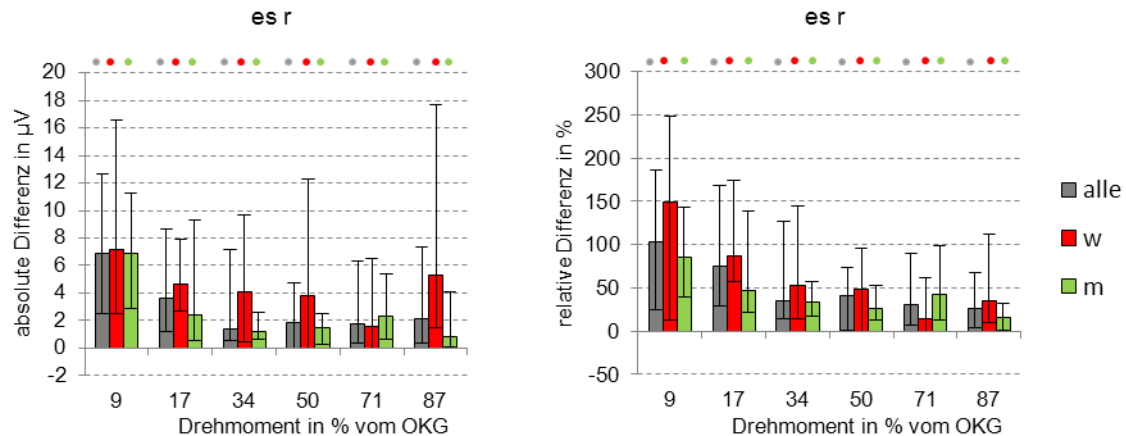


Abbildung 14

Absolute (links) und relative (rechts) Situationsdifferenzen der absoluten Amplitudenwerte; die Punkte im oberen Bereich markieren farblich korrespondierend zu den getesteten Gruppen statistisch signifikante Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen; w= Frauen, m= Männer; positive Differenzen bedeuten größere Werte für die Testsituation Hysterese

Statistisch signifikante Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen ergeben sich im Vergleich zur Analyse der Muskeln in Hauptkrafttrichtung deutlich häufiger.

Ein durchgehender (= 4 von 6 Kippwinkel) Einfluss lässt sich für den es, den mf, den oi und oe jeweils beidseits, sowie für den ico l über die steigenden Belastungssituationen nachweisen.

Der ra beidseits sowie der ico r weist ebenfalls für mehrere Kippwinkel signifikante Unterschiede auf, jedoch nicht in solcher Ausprägung wie die oben genannten Muskeln.

Die genauen Werte können Tabelle 6 entnommen werden.

Tabelle 6

Wilcoxon- Test der absolute Amplitudenwerte zum Vergleich der beiden Testsituationen Normal und Hysterese entgegen der Hauptkrafttrichtung der einzelnen Muskeln, fett gedruckte Werte signifikant für $p < 0,05$

Kippwinkel in °	ra l	ra r	oi l	oi r	oe l	oe r	ico l	ico r	mf l	mf r	es l	es r
5	0,01	0,03	<0,01	0,05	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01
10	0,56	0,71	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01
20	0,15	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01	0,03	<0,01	0,07	0,10	0,02	<0,01	<0,01
30	0,02	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01	0,11	0,26	0,30	0,25	<0,01	<0,01
45	0,07	0,10	0,06	0,02	<0,01	0,01	0,20	0,10	0,01	0,02	<0,01	<0,01
60	0,34	0,10	0,28	0,35	0,45	0,32	0,01	0,04	0,01	0,01	<0,01	<0,01

5.3.1.1 Geschlechtsspezifische Unterschiede für die Situationsdifferenzen der absoluten Amplitudenwerte

Analog der geschlechtsspezifischen Betrachtung in Kapitel 5.2.1.1 wurde ein U-Test nach Mann-Whitney durchgeführt. Aus oben genannten Gründen erfolgte die Berechnung nicht für die relativen Amplitudenwerte.

Auch für die Analyse entgegen der Hauptkrafttrichtung der einzelnen Muskeln ergeben sich kaum bedeutende Unterschiede im Ausmaß der Situationsdifferenzen zwischen Männern und Frauen.

Statistisch signifikant größere Situationsdifferenzen für die Frauen sind nur für den ra während der 30°-Kippung für absolute und relative, sowie für den es während der 60°-Kippung für die absoluten Situationsdifferenzen nachweisbar.

Der mfl zeigt bei der 5°-Rückkipfung signifikant höhere absolute Situationsdifferenzen für die Männer.

5.3.2 Relative Amplitudenwerte

Bei den relativen Amplitudenwerten bestehen für die einzelnen Muskeln die gleichen Verhaltensmuster der Situationsdifferenzen über die einzelnen Belastungssituationen wie bei den Absolutwerten.

Die Betrachtung der relativen Situationsdifferenzen zeigt für die einzelnen Muskeln ebenfalls tendenziell maximale Ausprägung für die niedrigen Kippwinkel sowie kontinuierlich fallende Werte für steigende Belastungsstufen.

Statistisch signifikante Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen ergeben sich ebenfalls analog der absoluten Amplitudenwerte.

Einzige Ausnahme stellt der oir dar, bei welchem für die 5°-Kippung keine statistische Signifikanz besteht.

5.3.3 Medianfrequenzen

Bei der Analyse der Medianfrequenzen fallen zwei verschiedene Verhaltensmuster der einzelnen Muskeln auf.

Für die Muskeln ra, oe und es bestehen fast durchgehend über alle Belastungsstufen statistisch signifikante Unterschiede zwischen den beiden getesteten Situationen.

Die Situationsdifferenzen weisen dabei ausschließlich negative Werte auf, wobei die größten relativen Situationsdifferenzen tendenziell im Bereich der 30°, die kleinsten bei der 60°-Kippung beobachtet werden können (Abbildung 15).

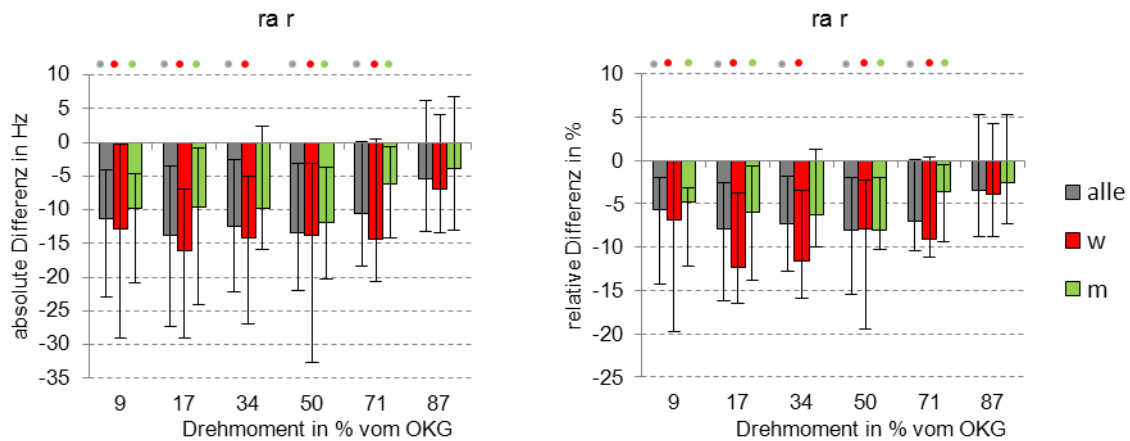


Abbildung 15

Absolute (links) und relative (rechts) Situationsdifferenzen der Medianfrequenzen; die Punkte im oberen Bereich markieren farblich korrespondierend zu den getesteten Gruppen statistisch signifikante Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen; w= Frauen, m= Männer; positive Differenzen bedeuten größere Werte für die Testsituation Hysterese

Deutlich weniger statistisch signifikante Unterschiede ergeben sich für den oi, ico und mf. Die genauen Werte können Tabelle 7 entnommen werden.

Die Situationsdifferenzen lassen für diese Muskeln kein systematisches Verhalten erkennen.

Tabelle 7

Wilcoxon- Test für Medianfrequenzen entgegen der Hauptkraftrichtung der einzelnen Muskeln, fett gedruckte Werte signifikant für $p < 0,05$

Kippwinkel in °	ra l	ra r	oi l	oi r	oe l	oe r	ico l	ico r	mf l	mf r	es l	es r
5	<0,01	<0,01	0,20	0,50	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01	0,05	<0,01	<0,01	<0,01
10	<0,01	<0,01	0,43	0,71	<0,01	<0,01	0,56	0,95	0,01	<0,01	<0,01	<0,01
20	0,03	<0,01	0,96	0,16	<0,01	0,01	0,10	0,06	0,93	0,87	<0,01	<0,01
30	<0,01	<0,01	0,38	0,43	<0,01	<0,01	0,02	0,05	0,92	0,78	<0,01	<0,01
45	<0,01	<0,01	0,24	0,46	<0,01	<0,01	0,01	0,10	0,21	0,53	<0,01	<0,01
60	0,02	0,09	0,01	0,37	0,01	0,01	0,15	0,48	0,03	0,13	<0,01	0,01

5.3.3.1 Geschlechtsspezifische Unterschiede für die Situationsdifferenzen der Medianfrequenzen

Mittels U-Test berechnete statistisch signifikante Geschlechtsunterschiede werden hauptsächlich für den ico beobachtet.

Dieser zeigt links für die Männer negative, für die Frauen positive absolute und relative Situationsdifferenzen bei den Kippwinkeln von 5°, 10°, 20° und 30°.

Beim ico r werden für absolute und relative Situationsdifferenzen höhere Werte für die Frauen bei der 20°-, für die Männer bei der 60°-Kippung beobachtet.

Signifikant größere relative Situationsdifferenzen der Frauen zeigt außerdem der ra r bei 20°.

5.4 Analyse aller Muskeln über die applizierten Belastungssituationen

Mithilfe der Situationsdifferenzen wurde jeder Muskel für jede Belastungsstufe einer bestimmten Kategorie zugeordnet. Im Vergleich der beiden Testsituationen Normal und Hysterese ergeben sich folgende vier Kategorien:

1. Situationsdifferenz ist positiv und für Testwinkel statistisch signifikant
2. Situationsdifferenz ist positiv und für Testwinkel nicht statistisch signifikant
3. Situationsdifferenz ist negativ und für Testwinkel nicht statistisch signifikant
4. Situationsdifferenz ist negativ und für Testwinkel statistisch signifikant

Jeder Kategorie wurde ein bestimmter Farbton zugeordnet und für alle Muskeln und Testwinkel in farbkodierten Maps zusammengestellt, sodass die übersichtliche Aufführung des Verhaltens der Muskeln im Vergleich der beiden Testsituationen für die einzelnen Belastungsstufen möglich ist.

Dies erfolgte für die absoluten Amplitudenwerte sowie für die Medianfrequenzen für alle Probanden sowie für Frauen und Männer getrennt.

5.4.1 Analyse der absoluten Amplitudenwerte aller Muskeln über die applizierten Belastungssituationen für alle Probanden

Für die Vorkippung (Abbildung 16) können für alle Muskeln, mit Ausnahme des mf, fast ausschließlich größere OEMG-Werte für die Testsituation Hysterese nachgewiesen werden.

Bei 5° zeigen sich durchgängig signifikant positive Situationsdifferenzen, also größere Werte für die Testsituation Hysterese, für alle Muskeln mit Ausnahme des mf, der tendenziell negative Werte aufweist.

Bei der 10°-Vorkippung können ebenfalls fast durchgehend positive Situationsdifferenzen beobachtet werden, allerdings mit statistischer Signifikanz nur im Bereich des oi, oe sowie des ico. Für den mf ergeben sich wiederum tendenziell Werte kleiner Null.

Die ventralen Rumpfmuskeln zeigen positive Situationsdifferenzen für die 20°-Vorkippung mit statistischer Relevanz. Eine Ausnahme stellt der ra l dar, jedoch mit ebenfalls tendenziell positiven Werten. Im Bereich der Rückenmuskeln bestehen eher Werte größer Null für den ico und es. Der mf weist erneut negative Werte auf mit statistischer Signifikanz für den mf r.

Bei V30 ergibt sich dasselbe Bild wie bei V5. Einziger Unterschied ist die fehlende Signifikanz der positiven Situationsdifferenz des es r.

Nur positive Werte, mit Ausnahme des es r, können bei 45°-Vorkippung beobachtet werden. Diese sind für den ico, oe sowie oi r statistisch bedeutsam.

Die 60-Vorkippung weist keinerlei statistische Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen auf. Überwiegend zeigen sich jedoch positive Situationsdifferenzen. Negative finden sich lediglich beim ra r, oi r sowie mf r.

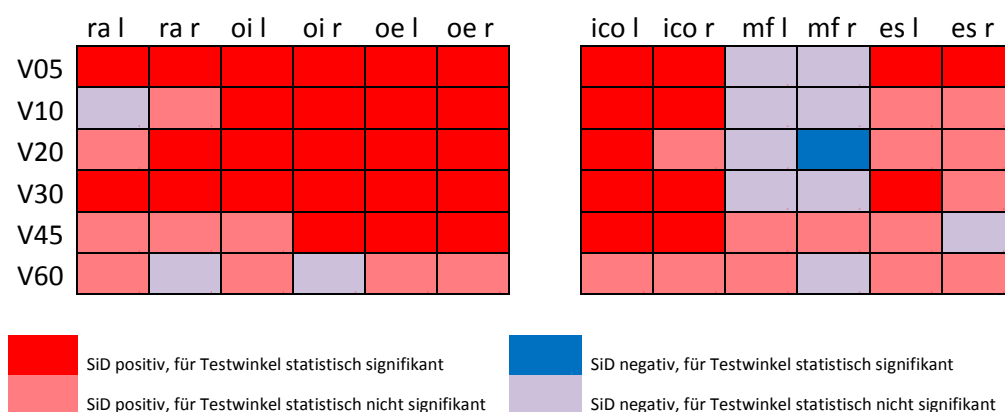


Abbildung 16

Farbkodierte Map zur Darstellung des Verhaltens der Situationsdifferenzen (SiD) der absoluten Amplitudenwerte für jeden Muskel und jeden Testwinkel; alle Probanden; V= Vorkippung; positive SiD bedeuten größere Werte für die Testsituation Hysterese

Die Analyse der Rückkipfung (Abbildung 17) ergibt für die dorsalen Muskeln durchgehend größere OEMG-Werte für die Testsituation Hysterese. Diese sind im hohen Maß auch statistisch signifikant.

Bei den ventralen Bauchmuskeln können vor allem im Bereich der mittleren Kippwinkel tendenziell negative Situationsdifferenzen beobachtet werden, welche in gewissem Ausmaß auch statistisch relevant sind.

Für den kleinsten Testwinkel der Rückkipfung zeigen sich ausschließlich positive Situationsdifferenzen welche mit Ausnahme des oe I alle statistisch bedeutsam sind.

Die Situationsdifferenzen der dorsalen Rumpfmuskeln stellen sich in R10 durchgehend signifikant größer als Null dar. Für die ventralen Muskeln zeigen sich dabei eher positive Situationsdifferenzen für den ra und oi und statistisch signifikant negative für den oe.

Auch bei der 20°-Rückkipfung weisen der ico, der mf und der es tendenziell Situationsdifferenzen größer Null auf. Die drei Bauchmuskeln zeigen mit Ausnahme des oi I eher negative Situationsdifferenzen welche sich für den oe als signifikant darstellen.

Durchgehend negative Situationsdifferenzen zeigen die ventralen Rumpfmuskeln bei der Rückkipfung von 30°, welche sich mit Ausnahme des ra I alle als statistisch bedeutsam erweisen. Durchgehend positive Werte mit statistischer Relevanz für den es können demgegenüber für die dorsalen Muskeln dargestellt werden.

Bei R45 weisen der ra sowie der ico tendenziell positive, der mf und es statistisch signifikant positive Situationsdifferenzen auf. Der ico und der oe zeigen Situationsdifferenzen kleiner als Null, welche für den oe statistisch signifikant sind.

Bedeutsame Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen ergeben sich bei R60 durchgehend für die dorsale Rumpfmuskulatur in Form von positiven Situationsdifferenzen und gar nicht für die ventralen Muskeln. Tendenziell weisen der ra und oi positive, der oe negative Situationsdifferenzen auf.

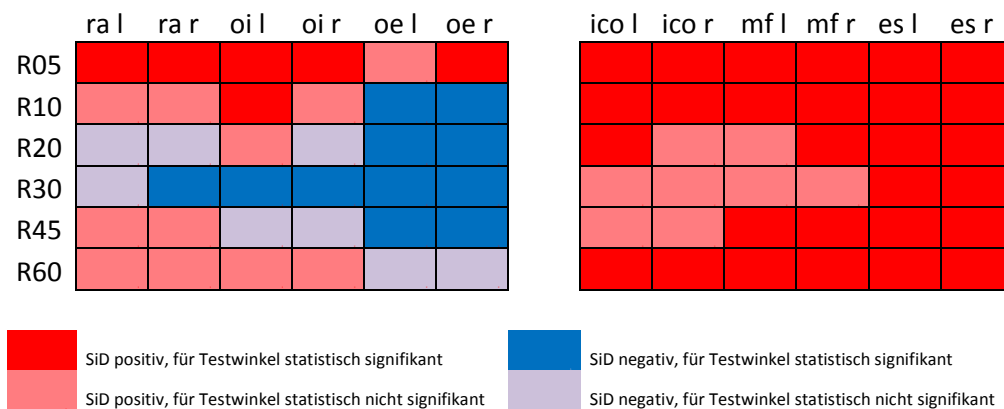


Abbildung 17

Farbkodierte Map zur Darstellung des Verhaltens der Situationsdifferenzen (SiD) der absoluten Amplitudenwerte für jeden Muskel und jeden Testwinkel; alle Probanden; R= Rückkippung; positive SiD bedeuten größere Werte für die Testsituation Hysterese

5.4.2 Analyse der geschlechtsspezifischen Unterschiede für die absoluten Amplitudenwerte über die applizierten Belastungssituationen

Zur Darstellung des unterschiedlichen Verhaltens der analysierten Muskeln während der beiden Testsituationen zwischen Frauen und Männern wurde für beide Teilgruppen separat ein Wilcoxon-Test durchgeführt.

Dabei ergaben sich geschlechtsspezifische statistische Unterschiede für verschiedene Muskeln und Testwinkel.

In den farbkodierten Maps kommen diese zur Darstellung (Abbildung 18, Abbildung 19).

Dabei lässt sich für Männer und Frauen tendenziell ein sehr ähnliches Grundmuster für die Muskeln während der einzelnen Testsituationen beobachten.

So ergeben sich bei Betrachtung der Situationsdifferenzen keine statistisch signifikant positiven Werte für die eine und bei gleichem Winkel und Muskel statistisch signifikant negativen Werte für die andere Teilgruppe. Ein gegenläufiges Verhalten für einen Muskeln in einer bestimmten Testsituation ist zwischen den beiden Geschlechtern für diese Betrachtung also nicht darstellbar.

Sowohl bei den Männern als auch bei den Frauen ergeben sich während der Vorkippung die meisten statistisch signifikant positiven Situationsdifferenzen für die 5°- und die 30°-Vorkippung. Beim größten Testwinkel lassen sich für beide tendenziell keine statistisch relevanten Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen feststellen.

Eher geringere Werte für die Testsituation Hysterese bestehen für beide Geschlechter über die einzelnen Belastungsstufen vor allem für den mf und etwas geringfügiger für den ra.

Bei der Rückkipfung lassen sich für Männer und Frauen ebenfalls die meisten positiven Situationsdifferenzen für den 5°-Testwinkel beobachten. Die ventralen Rumpfmuskeln zeigen mit steigender Belastung überwiegend negative Situationsdifferenzen. Diese sind für die Frauen etwas häufiger statistisch signifikant. Beim größten Kippwinkel stellen sich die Situationsdifferenzen tendenziell eher positiv dar. Ein statistisch bedeutender Unterschied zwischen den beiden Testsituationen liegt dabei nur bei den Frauen für den oe I vor. Hier ist die Situationsdifferenz negativ.

Bei Betrachtung der dorsalen Rumpfmuskeln während der einzelnen Rückkipfungen lassen sich für beide Geschlechter durchgehend positive Situationsdifferenzen nachweisen. Diese sind für beide in den zwei kleinsten Testwinkeln durchgehend statistisch signifikant. Mit steigender Belastung können eher weniger bedeutsame Unterschiede nachgewiesen werden.

Für die beiden größten Belastungsstufen zeigt der mf wieder statistische Signifikanzen für die Frauen, bei den Männern beschränken sich diese auf den es.

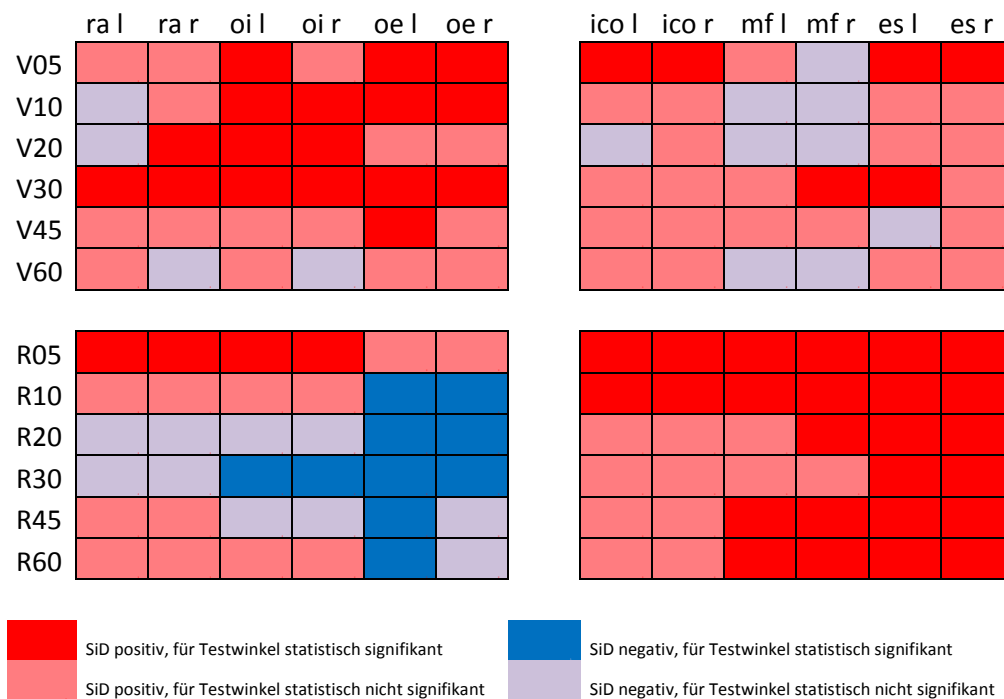


Abbildung 18

Farbkodierte Map zur Darstellung des Verhaltens der Situationsdifferenzen (SiD) der absoluten Amplitudenwerte für die Frauen; R= Rückkippping; V= Vorkippung; positive SiD bedeuten größere Werte für die Testsituation Hysterese

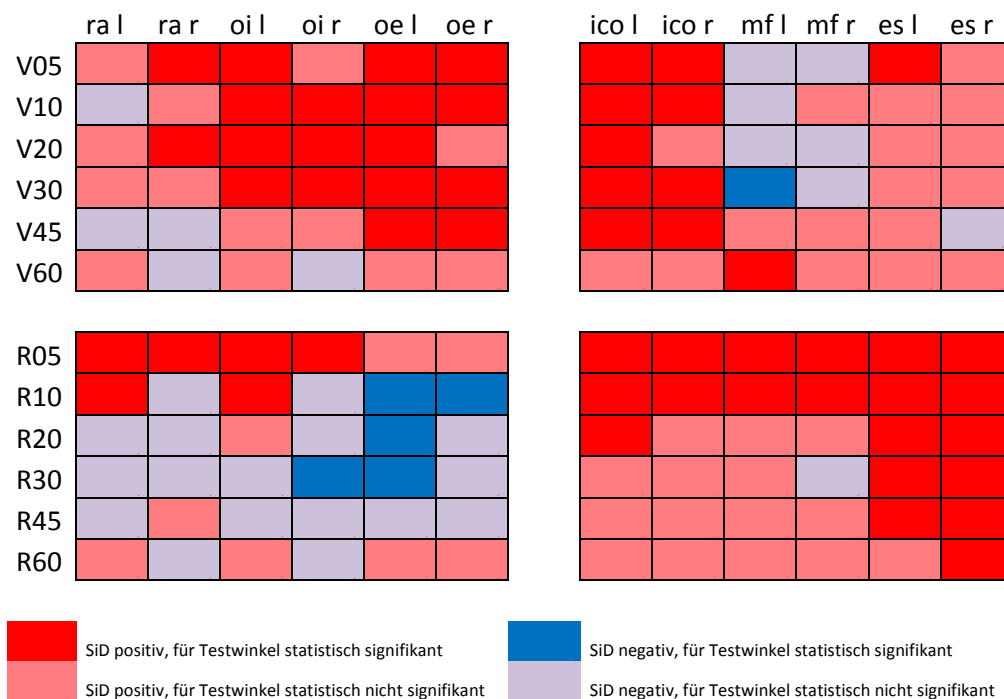


Abbildung 19

Farbkodierte Map zur Darstellung des Verhaltens der Situationsdifferenzen (SiD) der absoluten Amplitudenwerte für die Männer; R= Rückkippping; V= Vorkippung; positive SiD bedeuten größere Werte für die Testsituation Hysterese

Des Weiteren wurden die relativen Situationsdifferenzen der Männer und Frauen mit Hilfe des U-Tests auf signifikante Unterschiede analysiert.

Dabei zeigen sich für einige wenige Situationen statistisch signifikant unterschiedliche Situationsdifferenzen zwischen den Geschlechtern und gleichzeitig negative Situationsdifferenzen für das eine und positive Situationsdifferenzen für das andere Geschlecht. Dies spricht für ein tendenziell geschlechtsabhängiges divergierendes Verhalten zwischen den beiden Testsituationen

Dies ist der Fall für den mf beidseits bei V30. Dabei zeigen die Frauen positive, die Männer negative Situationsdifferenzen.

Gleiches gilt für den mf beidseits bei V60 sowie den oe r bei R60. Hier zeigen allerdings die Frauen negative, und die Männer positive Situationsdifferenzen.

5.4.3 Analyse der Medianfrequenzen aller Muskeln über die applizierten Belastungssituationen für alle Probanden

Die Situationsdifferenzen der Medianfrequenzen sind während der Vorkippung durch fast ausschließlich negative Werte, also kleinere Werte für die Testsituation Hysterese, charakterisiert (Abbildung 20).

Beim 5°-Kippwinkel trifft dies für alle Muskeln mit Ausnahme des oi r zu. Signifikante Unterschiede bestehen für den ra, oe, ico sowie es r.

Auch V10 ist mit Ausnahme des oi und des es l durch statistisch belegbare negative Situationsdifferenzen gekennzeichnet. Tendenziell positive Werte zeigt der oi, tendenziell negative der es l.

Die drei Vorkippungen von 20°, 30° und 45° weisen ein einheitliches Muster auf. Für alle analysierten Muskeln, mit Ausnahme des oi, nehmen die Situationsdifferenzen statistisch signifikant negative Werte an. Für den oi können keine relevanten Unterschiede nachgewiesen werden.

Beim größten Testwinkel werden durchgehend negative Werte beobachtet. Diese sind mit Ausnahme des es, ra r und oi r statistisch signifikant.

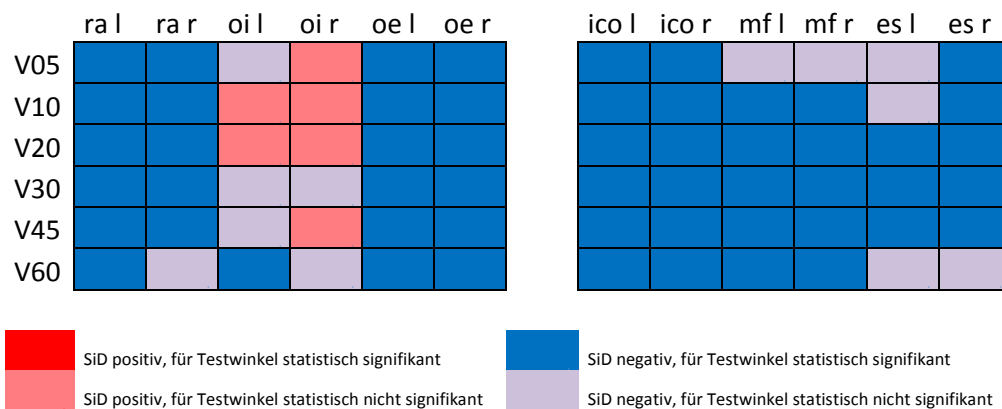


Abbildung 20

Farbkodierte Map zur Darstellung des Verhaltens der Situationsdifferenzen (SiD) der Medianfrequenzen für jeden Muskel und jeden Testwinkel; alle Probanden; V= Vorkippung; positive SiD bedeuten größere Werte für die Testsituation Hysterese

Die Situationsdifferenzen während der Rückkippung weisen für die einzelnen Belastungsstufen ein unterschiedliches Verhalten auf (Abbildung 21).

Bei einem Testwinkel von 5° können mit Ausnahme des oi durchgehend negative Situationsdifferenzen beobachtet werden. Statistisch signifikant sind diese für den ra r, ico, es sowie den mf r.

Der 10°-Kippwinkel ist gekennzeichnet durch statistisch signifikant positive Situationsdifferenzen für den oi und negative für den mf sowie es. Der ra, oe und ico zeigen keine statistisch belegbaren Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen.

Der oe und der es weisen bei R20 ebenfalls statistisch relevant negative Situationsdifferenzen auf. Bei den anderen Muskeln zeigen sich keine bedeutsamen Unterschiede.

Bei R30 und R45 bestehen gleiche statistisch relevante Unterschiede für die analysierten Muskeln. Der ra, oe und es weisen negative Situationsdifferenzen auf, der ico l positive.

Tendenziell durchgehend negative Situationsdifferenzen können mit Ausnahme des ico l für die 60°-Rückkippung beobachtet werden. Statistisch ist der Unterschied zwischen den Testsituationen signifikant für alle ventralen Rumpfmuskeln sowie für den es und den mf l.

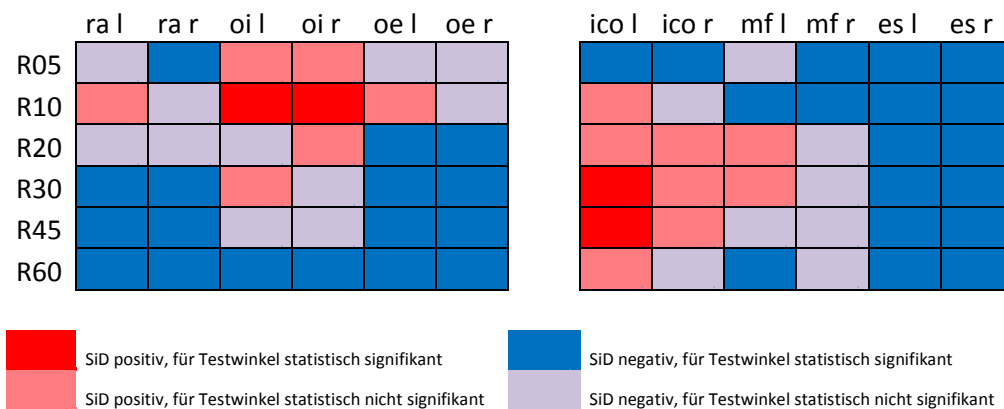


Abbildung 21

Farbkodierte Map zur Darstellung des Verhaltens der Situationsdifferenzen (SiD) der Medianfrequenzen für jeden Muskel und jeden Testwinkel; alle Probanden; R= Rückkippung; positive SiD bedeuten größere Werte für die Testsituation Hysterese

5.4.4 Analyse der geschlechtsspezifischen Unterschiede für die Medianfrequenzen über die applizierten Belastungssituationen

Beim geschlechtsspezifischen Vergleich des Verhaltens der Frequenzen während der Belastungssituationen lassen sich für Frauen und Männer keine grundlegend divergierenden Muster nachweisen. Die Situationsdifferenzen stellen sich für beide Teilgruppen überwiegend negativ dar (Abbildung 22, Abbildung 23).

Dabei bestehen für die analysierten Muskeln unterschiedliche statistische Signifikanzen für die verschiedenen Testwinkel.

Bei der Vorkippung weisen die Frauen die wenigsten statistisch signifikanten Unterschiede für die beiden Testsituationen im Bereich der zwei niedrigsten Testwinkel auf, für die zwei größten Testwinkel hingegen die meisten.

Bei den Männern lässt sich dies so nicht erkennen. Hier findet man die meisten relevanten Unterschiede bei der 30°-Kippung, die wenigsten bei 60°.

Des Weiteren ist auffällig, dass die drei dorsalen Rumpfmuskeln bei der Vorkippung der Männer fast durchgehend signifikant negative Situationsdifferenzen über die einzelnen Belastungsstufen aufweisen. Das kann bei den Frauen nicht in diesem Ausmaß beobachtet werden. Vor allem der es beidseits sowie der ico r und der mfl zeigen während der einzelnen Vorkippungen deutlich weniger statistisch signifikante Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen.

Für die einzelnen Belastungssituationen während der Rückkipfung können für beide Geschlechter sowohl signifikant positive als auch signifikant negative Situationsdifferenzen nachgewiesen werden.

Bei den Frauen zeigen sich signifikant positive Situationsdifferenzen für wenige Muskeln (oi, ico) in allen Testwinkeln mit Ausnahme der 60°-Kippung. Für die Männer werden diese nur bei 10° beobachtet (oi, oe r).

Die Frauen weisen im Gegensatz zu den Männern für den ico überhaupt statistisch signifikant positive Situationsdifferenzen auf, vor allem bei Rückkipfungen in mittleren Testwinkeln.

Signifikant negative Situationsdifferenzen zeigen beide Geschlechter für alle Testwinkel in ähnlichem Ausmaß, jedoch nicht streng für die gleichen Muskeln und Kippwinkel.

Die Frauen weisen die Meisten im Bereich von 45°, die Wenigsten bei der 60°-Rückkipfung auf.

Im Gegensatz dazu liegen die meisten statistisch signifikant negativen Situationsdifferenzen der Männer im Bereich der 60°-Kippung, die wenigsten bei R10.

Ein gegensätzliches Verhalten der beiden Geschlechter im Sinne von statistisch signifikant negativen Situationsdifferenzen für das eine Geschlecht und statistisch signifikant positiven Situationsdifferenzen für das andere besteht weder bei der Vor- noch bei der Rückkipfung.

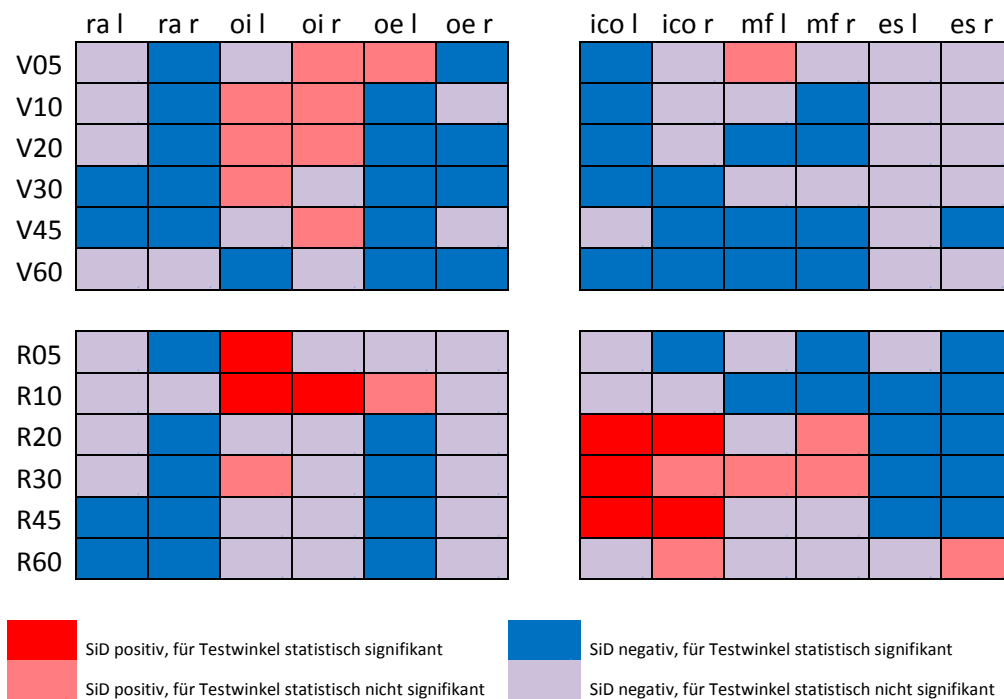


Abbildung 22

Farbkodierte Map zur Darstellung des Verhaltens der Situationsdifferenzen (SiD) der Medianfrequenzen für jeden Muskel und jeden Testwinkel; Frauen; V= Vorkippung, R= Rückkippung; positive SiD bedeuten größere Werte für die Testsituation Hysterese

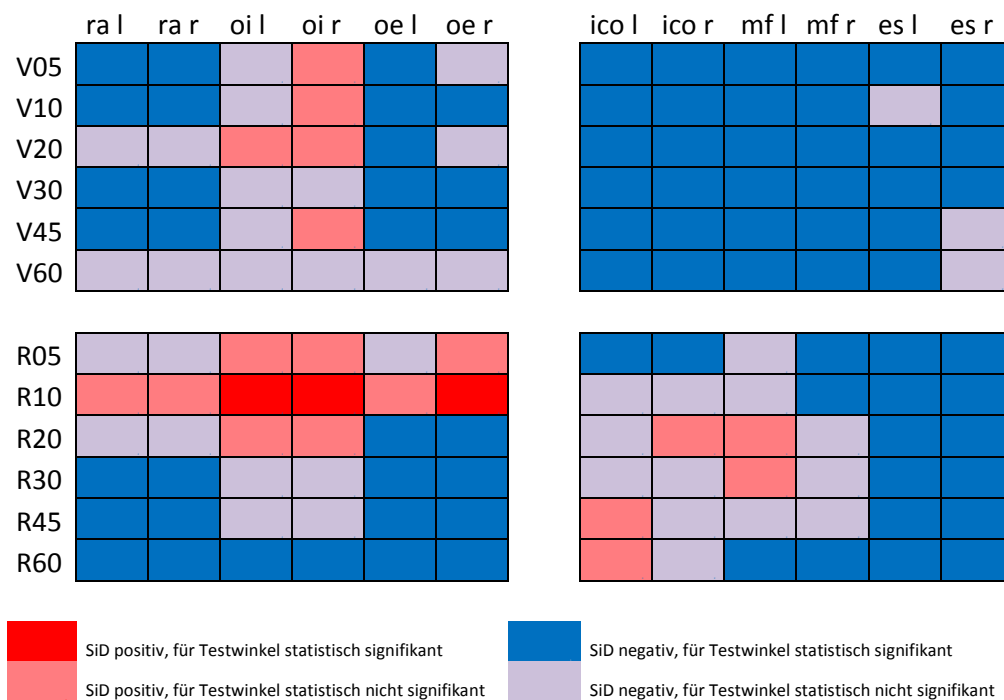


Abbildung 23

Farbkodierte Map zur Darstellung des Verhaltens der Situationsdifferenzen (SiD) der Medianfrequenzen für jeden Muskel und jeden Testwinkel; Männer; V= Vorkippung, R= Rückkippung; positive SiD bedeuten größere Werte für die Testsituation Hysterese

Des Weiteren wurden die relativen Situationsdifferenzen der Männer und Frauen mit Hilfe des U-Tests auf signifikante Unterschiede analysiert.

Dabei zeigen sich für einige wenige Situationen statistisch signifikant unterschiedliche Situationsdifferenzen zwischen den Geschlechtern und gleichzeitig negative Situationsdifferenzen für das eine und positive Situationsdifferenzen für das andere Geschlecht. Dies spricht für ein tendenziell geschlechtsabhängiges divergierendes Verhalten zwischen den beiden Testsituationen

Dies ist der Fall für den mf l bei V5, den ico l bei R20 und R30 sowie den ico r bei R60. Dabei zeigen die Frauen positive, die Männer negative Situationsdifferenzen.

5.5 Analyse der Koordinationsmuster über die applizierten Belastungssituationen

Die Analyse der Koordinationsmuster erfolgte für die einzelnen Testwinkel in aufsteigender Reihenfolge.

Koordinationsmuster geben Aufschluss über den prozentualen Anteil der mittleren Amplitudenwerte eines einzelnen Muskels in einer bestimmten Testsituation, im Vergleich zur Summe aller gemessenen mittleren Amplitudenwerte aller analysierten Muskeln für diese bestimmte Testsituation.

Zur graphischen Darstellung der Veränderung des Koordinationsmusters während der zwei Testsituationen wurden die zugehörigen errechneten Medianwerte in Polardiagrammen dargestellt.

Mit diesen erfolgt die Abbildung des jeweiligen Anteils eines Muskels am Koordinationsmuster in einer bestimmten Testsituation (Abbildung 24).

Der Achsenschnittpunkt des Diagrammes stellt dabei den virtuellen Körpermittelpunkt in einem Transversalschnitt dar. Der obere Bereich repräsentiert die ventrale Körperhälfte, der untere die dorsale.

Die einzelnen Werte der Muskeln sind nun in ihrer jeweilig exakten Hauptkraftrichtung, ausgehend vom Körpermittelpunkt, dargestellt (Steiniger 2013).

Zur besseren Verständlichkeit ist beispielhaft die Rückkipfung von 5° der Testsituation Normal aufgeführt.

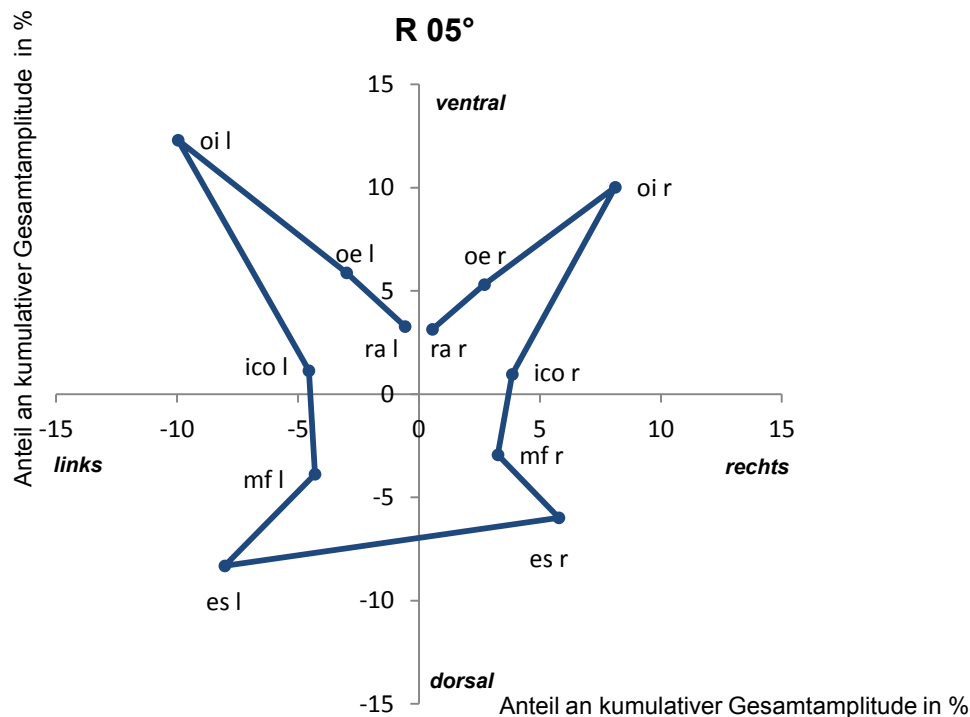


Abbildung 24
Polardiagramm des Koordinationsmusters der Rumpfmuskulatur bei R05 für alle Probanden; Testsituation Normal; dargestellt sind für alle analysierten Muskeln der Anteil an der kumulativen Gesamtamplitude in einem virtuellen Transversalschnitt in exakter Hauptkraftrichtung der jeweiligen Muskeln

Des Weiteren erfolgte die Analyse mit Hilfe von farbkodierten Maps analog Kapitel 5.4.

In der statistischen Analyse wird die Testsituation Hysterese mit der Testsituation Normal verglichen. „Größere oder höhere Werte“ im Koordinationsmuster bedeuten im Folgenden wiederum größere Werte für die Testsituation Hysterese im Vergleich zur Testsituation Normal.

5.5.1 Vorkippung

Das Bild der Koordinationsmuster ändert sich mit steigender Belastung. Diese Veränderungen verhalten sich für die beiden Testsituationen Normal und Hysterese annähernd gleich.

Beim niedrigsten Kippwinkel zeigen der es, mf und oi die größten Anteile an der kumulativen Gesamtamplitude. Die des ra, oe und ico stellen sich dagegen deutlich niedriger dar.

Mit steigendem Kippwinkel sinken vor allem die Werte für den oi. Auch der ra und der oe zeigen leicht fallende Beiträge am Koordinationsmuster. Die des mf steigen am

deutlichsten an. Ein leichter Anstieg der Werte ist auch für den es und den ico zu beobachten.

Im Vergleich der beiden Testsituationen verändern sich statistisch betrachtet die Werte der Koordinationsmuster der einzelnen Muskeln beim kleinsten Testwinkel am häufigsten (10 von 12 Muskeln) und beim größten am seltensten (1 von 12 Muskeln). Für die restlichen Testwinkel schwankt diese Zahl zwischen den beiden Werten (Abbildung 25).

In den Polardiagrammen (Abbildung 27) erkennt man die größten Unterschiede zwischen den beiden Situationen für die kleinsten Testwinkel (5° und 10°). Mit steigender Belastung gleichen sich die Polardiagramme der beiden verglichenen Situationen gleichsinnig mit den immer seltener nachweisbaren statistischen Unterschieden an.

Bei der 5° -Vorkippung zeigen sich deutlich größere Werte für die Testsituation Hysterese beim ico, es l und oi l. Statistisch sind die Werte dieser Muskeln und zusätzlich die des oe l signifikant größer für die Hysteresesituation. Im Gegensatz dazu sinken die Werte für den mf, ra, oi r sowie oe r signifikant ab. Nur der mf r zeigt dabei keine statistisch bedeutenden Unterschiede zwischen den Testsituationen.

Bei $V10$ steigen die Werte signifikant für den oi, oe sowie ico l. Die des ra sowie des mf fallen.

Statistisch relevante Veränderungen des Koordinationsmusters können für die Vorkippung von 20° nur beim oi, mf und oe l beobachtet werden. Dabei verringert sich der Anteil an der kumulativen Gesamtamplitude für den mf, für den oi und den oe l steigt dieser.

Signifikant höhere Werte finden sich bei 30° für den oi, ico sowie den oe r. Niedrigere Werte zeigt dagegen erneut der mf und der oe l.

Auch bei einem Testwinkel von 45° kommen für den mf sowie für den es r signifikant niedrigere Werte für die Hysteresesituation zur Darstellung. Höhere finden sich dagegen für den oe und den ico.

Der einzige statistisch signifikante Unterschied bei der größten Belastungsstufe findet sich für den ra r. Dieser zeigt für die Testsituation Hysterese niedrigere Werte.

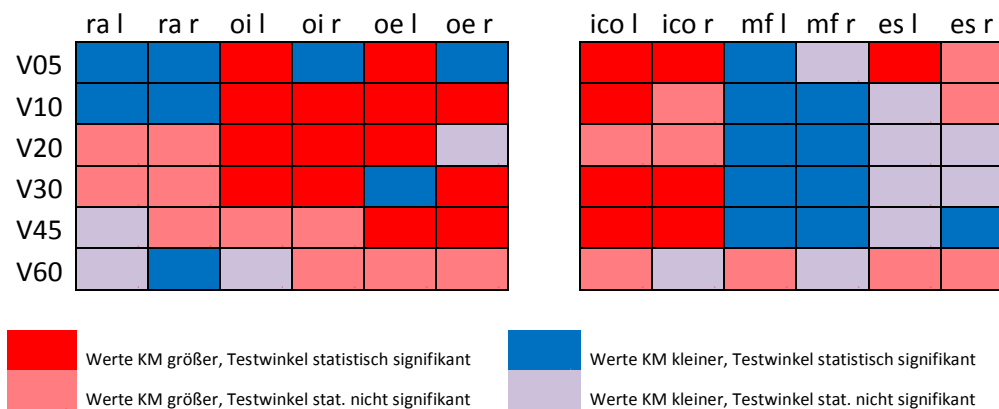


Abbildung 25

Farbkodierte Map zur Darstellung des Verhaltens der Koordinationsmuster (KM) für jeden Muskel und jeden Testwinkel; alle Probanden; V= Vorkippung; größere Werte im KM bedeuten größere Werte für die Testsituation Hysterese

5.5.2 Rückkipfung

Auch bei der Rückkipfung verändert sich das Koordinationsmuster mit steigender Belastung. Dabei können für die beiden Testsituationen die gleichen Änderungen des Koordinationsmusters mit steigendem Testwinkel beobachtet werden.

Den größten Anteil am Koordinationsmuster zeigen beim kleinsten Testwinkel der oi und der es. Die Anteile der vier anderen Muskeln stellen sich ungefähr gleich, aber deutlich niedriger als die der zwei oben genannten Muskeln dar.

Mit steigender Belastung nehmen die Werte des ra, oe und oi deutlich zu, wobei der ra und der oi ihren maximalen Anteil am Koordinationsmuster beim höchsten Kippwinkel zeigen, der oe im Bereich der mittleren Kippwinkel.

Die Werte des mf und es sinken für steigende Testwinkel deutlich ab. Die des ico bleiben in etwa auf gleichem Niveau.

Bei der Betrachtung der Rückkipfung lässt sich für das Koordinationsmuster eine relativ eindeutige Systematik erkennen.

Im Vergleich der beiden Testsituationen zeigen die dorsalen Rumpfmuskeln durchgängig größere Werte für die Situation Hysterese über alle getesteten Winkel. Diese sind statistisch auch fast durchgehend signifikant (Abbildung 26).

Im Gegensatz dazu ergibt sich für die ventrale Muskulatur ein fast durchgehend geringerer Anteil am Koordinationsmuster für die Hysteresesituation, allerdings mit weniger statistischen Signifikanzen im Vergleich zu den dorsalen Muskeln. Einzig der oe weist durchgehend bedeutende Unterschiede zwischen den Testsituationen auf.

Die genauen statistischen Daten können Abbildung 26 entnommen werden.

In den Polardiagrammen (Abbildung 27) lässt sich erkennen, dass die Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen im Koordinationsmuster für die vier kleinsten Kippwinkel (R5-R30) deutlich ausgeprägter sind als für die 45°- bzw. 60°-Kippung. Außerdem stellen sich die Veränderungen zwischen den Testsituationen im Allgemeinen ausgeprägter für die Rückkippung im Vergleich zur Vorkippung dar. Bei R5 zeigen sich die deutlichsten Veränderungen für den ra, oe und mf. Bei R10 und R20 trifft dies für den oe und den es zu. Der oi r, ra l und der oe weisen die größten Differenzen bei 30° auf. Die Unterschiede stellen sich für die zwei größten Kippwinkel nicht mehr so eindeutig dar, weisen aber trotzdem fast durchgehend statistisch signifikante Unterschiede auf.

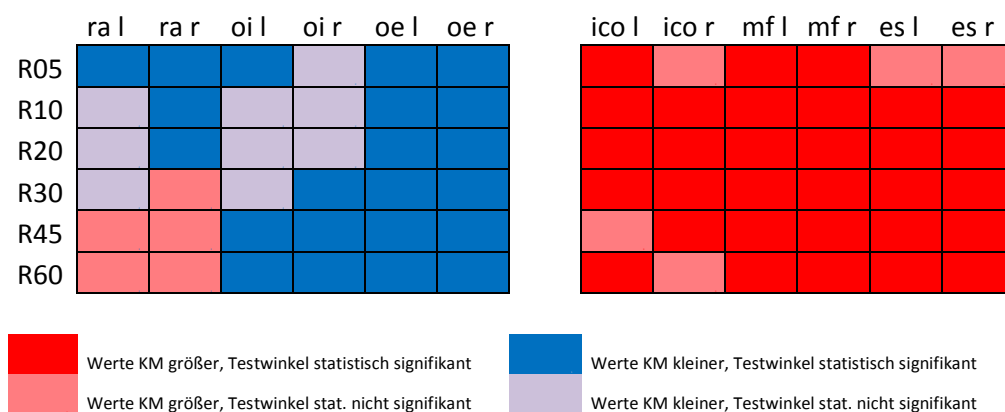
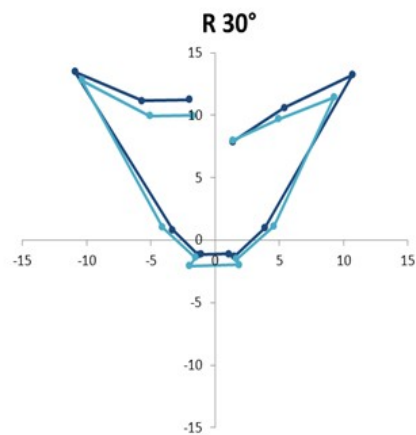
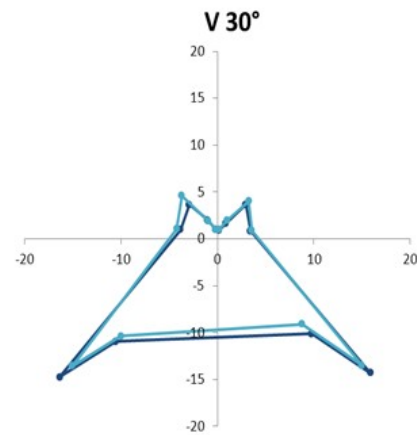
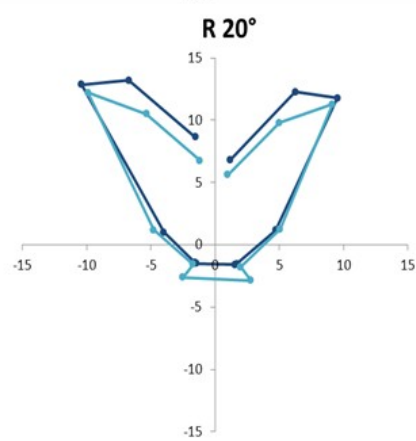
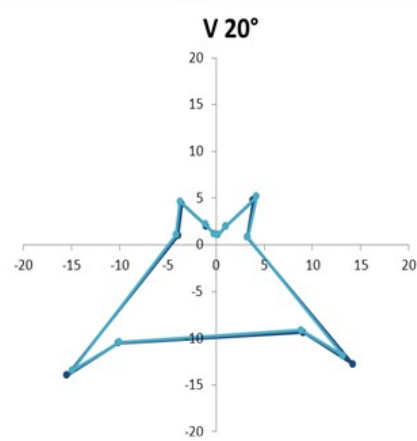
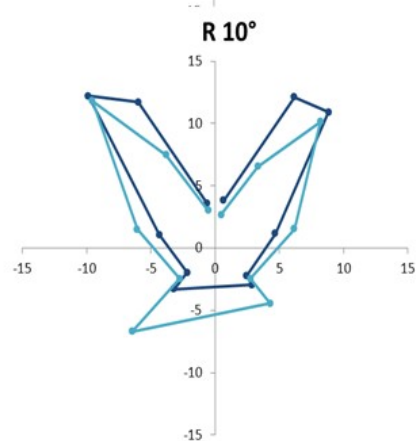
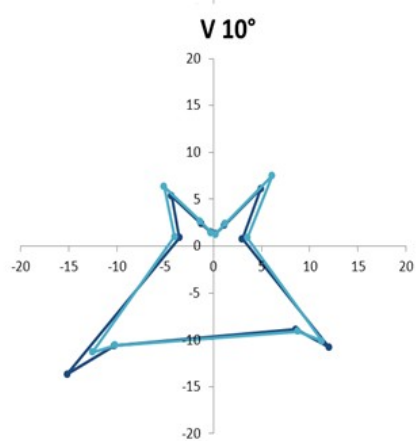
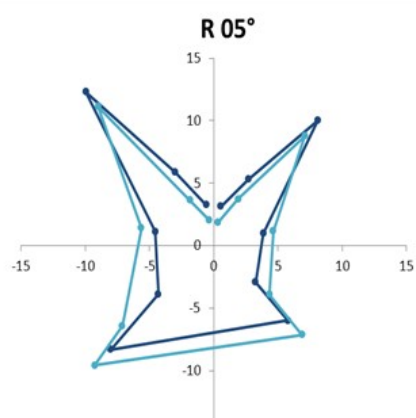
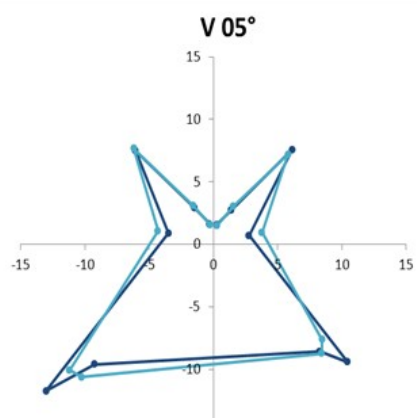


Abbildung 26

Farbkodierte Map zur Darstellung des Verhaltens der Koordinationsmuster (KM) für jeden Muskel und jeden Testwinkel; alle Probanden; R= Rückkippung; größere Werte im KM bedeuten größere Werte für die Testsituation Hysterese



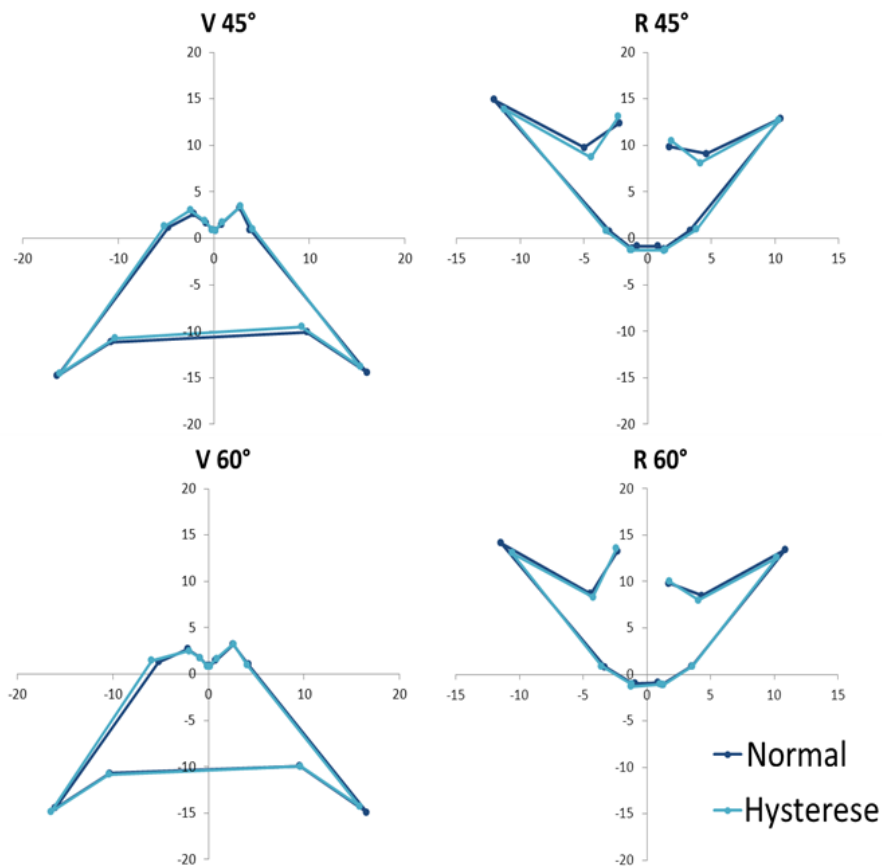


Abbildung 27
Vergleich der Koordinationsmuster zwischen den Testsituationen Normal (dunkelblau) und Hysterese (hellblau) für alle Testwinkel, alle Probanden, V= Vorkippung, R= Rückkippung

5.5.3 Analyse der geschlechtsspezifischen Unterschiede der Koordinationsmuster für die applizierten Belastungssituationen

Die Veränderungen des Koordinationsmusters zwischen den beiden Testsituationen weisen bei Männern und Frauen tendenziell ein ähnliches Verhalten auf. Statistisch signifikante Unterschiede ergeben sich jedoch teilweise für verschiedene Muskeln und Testwinkel. Die übersichtliche Verdeutlichung der Unterschiede erfolgt erneut mittels farbkodierter Maps.

Des Weiteren wurden mit den Werten der Koordinationsmuster Situationsdifferenzen zwischen den Testsituationen Normal und Hysterese errechnet. „Größere Werte im Koordinationsmuster“ bedeuten dabei weiterhin größere Werte für die Testsituation Hysterese.

Zur Analyse geschlechtsspezifischer Unterschiede der Situationsdifferenzen wurde erneut der U-Test verwendet.

5.5.3.1 Vorkippung

Für die Vorkippung zeigt sich für beide Geschlechter ein recht uneinheitliches Bild (Abbildung 28).

Größere Werte für die Testsituation Hysterese zeigen sich bei den Frauen über alle Testwinkel am ehesten beim oi, oe und ico. Diese sind über die einzelnen Testsituationen am ehesten für den oi und oe statistisch relevant. Kleinere Werte zeigen am ehesten der mf und es. Ein uneinheitliches Verhalten kann für den ra beobachtet werden.

Gleiches gilt auch für die Männer, wobei für diese der ico während der einzelnen Testwinkel deutlich mehr statistisch signifikant größere Werte für die Testsituation Hysterese zeigt.

Des Weiteren lässt sich vor allem für den oi r bei den Männern ein schwankendes Bild mit teilweise signifikant größeren (V30) und signifikant kleineren Werten (V5, V20) im Vergleich der beiden Testsituationen beobachten.

Bei den Frauen zeigt sich der oi l bei 5° mit statistisch signifikant kleineren Werten, bei ansonsten einer Tendenz eher zu größeren Werten für die Hysteresesituation.

Beide Geschlechter weisen bei der Vorkippung die meisten Änderungen des Koordinationsmusters bei 5° und keine Änderungen bei 60° auf.

Die Frauen zeigen deutlich weniger statistisch signifikante Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen bei V20 und V45.

Ein komplett gegensinniges Verhalten zwischen den beiden Testsituationen bei Frauen und Männern (ein Geschlecht zeigt statistisch signifikant höhere, das andere Geschlecht signifikant niedrigere Werte für die Testsituation Hysterese) lässt sich für einige wenige Muskeln und Testwinkel beobachten.

Bei V5 zeigen der oi r und der es l statistisch signifikant größere Werte für die Frauen und statistisch signifikant kleinere Werte für die Männer. Genau entgegengesetzt stellt sich das Verhalten des oi l dar.

Weitere statistisch signifikant größere Werte der Frauen, bei kleineren Werten für die Männer bestehen nur bei V20 (oi r) und V30 (oe l).

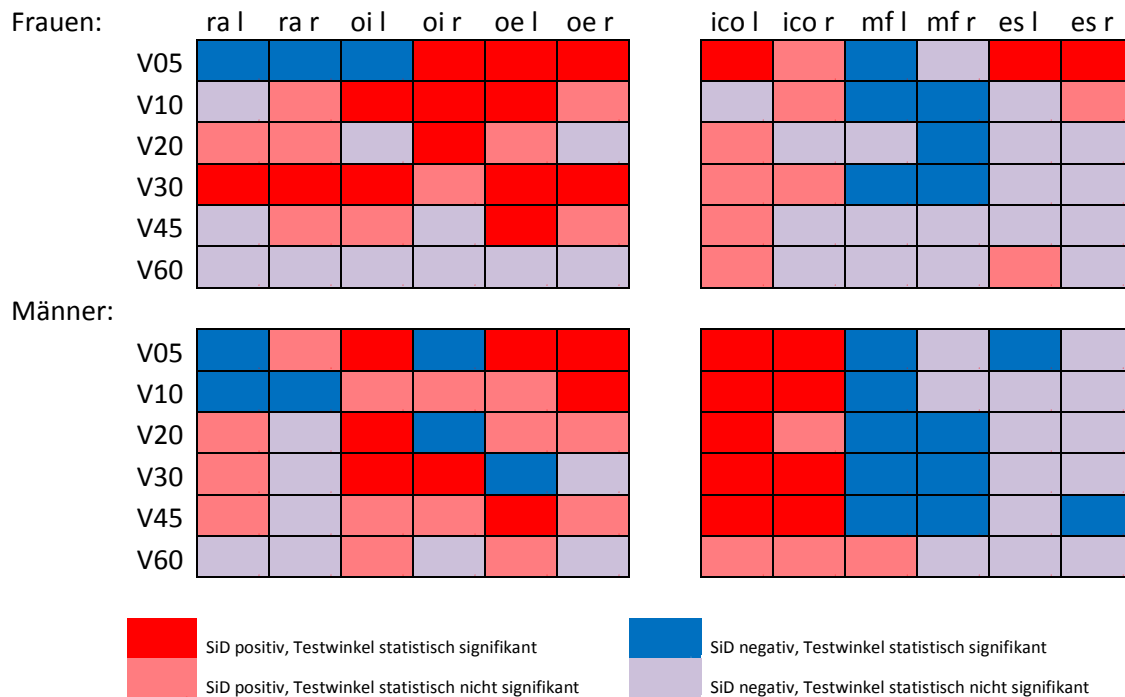


Abbildung 28

Farbkodierte Map zur Darstellung der Situationsdifferenzen (SiD) der Koordinationsmuster für jeden Muskel und jeden Testwinkel; Frauen und Männer getrennt; V= Vorkippung; positive SiD bedeuten größere Werte für die Testsituation Hysterese

Des Weiteren wurden die Situationsdifferenzen der Männer und Frauen mit Hilfe des U-Tests auf signifikante Unterschiede zwischen den Geschlechtern analysiert.

Dabei zeigen sich für einige wenige Situationen statistisch signifikant unterschiedliche Situationsdifferenzen zwischen den Geschlechtern und gleichzeitig negative Situationsdifferenzen für das eine und positive Situationsdifferenzen für das andere Geschlecht. Dies spricht für ein tendenziell geschlechtsabhängig divergierendes Verhalten zwischen den beiden Testsituationen

Dies ist der Fall für den ra r bei V30 und V45. Dabei zeigen die Frauen positive, die Männer negative Situationsdifferenzen.

5.5.3.2 Rückkipfung

Bei der Rückkipfung zeigt sich für beide Geschlechter ein recht einheitliches Muster (Abbildung 29).

Sowohl Frauen als auch Männer weisen über alle Testwinkel für die ventrale Rumpfmuskulatur überwiegend kleinere Werte, für die dorsalen Muskeln eher größere Werte für die Testsituation Hysterese auf.

Bei den Frauen ist dies für alle Muskeln und Testwinkel durchgehend zu beobachten.

Die Männer hingegen weisen ein nicht ganz so einheitliches Muster auf.

So zeigen sich für die Bauchmuskeln auch Tendenzen zu größeren Werten für die Hysteresesituation, welche allerdings nicht statistisch signifikant sind.

Auch die Rückenmuskulatur weist bei den Männern zu einem großen Teil höhere Werte auf. Vereinzelt zeigen sich allerdings auch kleinere Werte die in zwei Fällen (ico l und mf r jeweils bei 5°) auch statistische Bedeutung haben.

Unterschiede im Koordinationsmuster zwischen den beiden Testsituationen ergeben sich statistisch gesehen bei R5 deutlich häufiger für die Männer und bei den zwei größten Kippwinkeln deutlich häufiger für die Frauen.

Bei Betrachtung der einzelnen Muskeln über die applizierten Belastungssituationen zeigen sich beim ico, wie schon in der Vorkippung, deutlich mehr statistisch signifikante Änderungen des Koordinationsmusters für die Männer.

Dagegen können für den mf deutlich mehr statistisch bedeutende Änderungen für die Frauen festgestellt werden.

Ein gegensinniges Verhalten während der beiden Testsituationen analog der Ausführungen in Kapitel 5.5.3.1 besteht nur für den mf r bei 5°. Hier zeigen sich statistisch signifikant größere Werte für die Frauen und statistisch signifikant kleinere Werte für die Männer.

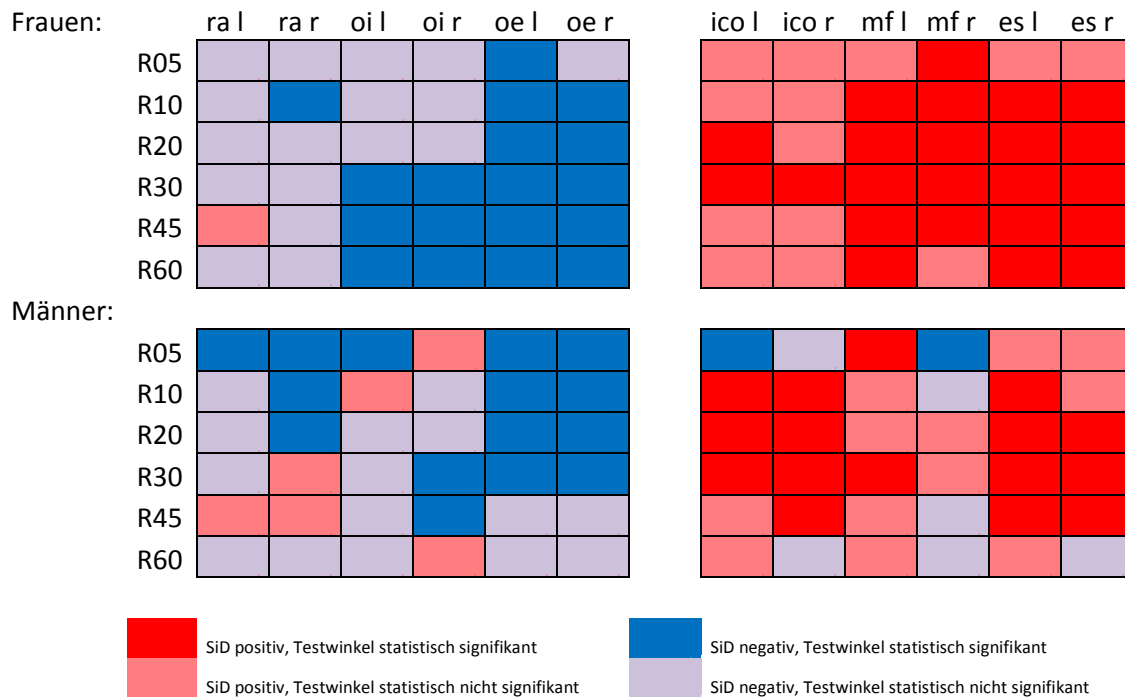


Abbildung 29

Farbkodierte Map zur Darstellung der Situationsdifferenzen (SiD) der Koordinationsmuster für jeden Muskel und jeden Testwinkel; Frauen und Männer getrennt; R= Rückkippung, positive SiD bedeuten größere Werte für die Testsituation Hysterese

Auch für die Rückkippung zeigen sich im U-Test für einige wenige Situationen statistisch signifikant unterschiedliche Situationsdifferenzen zwischen den Geschlechtern und gleichzeitig negative Situationsdifferenzen für das eine und positive Situationsdifferenzen für das andere Geschlecht. Dies spricht für ein tendenziell geschlechtsabhängiges divergierendes Verhalten zwischen den beiden Testsituationen.

Dies ist der Fall für den mf r bei R10. Dabei zeigen die Frauen positive, die Männer negative Situationsdifferenzen.

Für den es r bei R60 zeigen sich ebenfalls statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Geschlechtern. Dabei weisen die Frauen negative, die Männer positive Situationsdifferenzen auf.

5.6 Seitendifferenzen der absoluten Amplitudenwerte

Die Betrachtung der Seitendifferenzen zwischen gleichen Muskeln unterschiedlicher Körperhälften während einer bestimmten Testsituation (z.B. ra r und ra l bei V5) zielt auf verschiedene Fragestellungen ab:

1. Bestehen Seitendifferenzen zwischen den beiden Körperseiten während der applizierten Belastungssituationen?
2. Bestehen Unterschiede im Ausmaß der Seitendifferenzen im Vergleich der beiden Testsituationen Normal und Hysterese bei einem bestimmten Testwinkel?
3. Bestehen geschlechtsspezifische Unterschiede im Ausmaß der Seitendifferenzen beim Vergleich der beiden Testsituationen?

5.6.1 Seitendifferenzen während den applizierten Belastungssituationen

Für die Analyse der Seitendifferenzen während der applizierten Belastungssituationen erfolgt die Betrachtung anhand der Daten der Testsituation Normal für alle Probanden.

Statistisch signifikante Seitendifferenzen bestehen für die betrachteten Muskeln in Unterschiedlichem Ausmaß (Abbildung 30).

Während der Vorkippung zeigen vor allem der ico und es durchgehend signifikante Seitendifferenzen während der einzelnen Belastungssituationen.

Für den ra und mf trifft dies nur für die kleinen Testwinkel zu, für den oe nur für die größeren.

Beim oi lassen sich fast keine statistisch signifikanten Seitendifferenzen beobachten. Für fast alle Muskeln zeigen sich dabei Seitendifferenzen mit größeren Werten für die linke Körperseite. Ausnahmen stellen der oi bei V30, V45 und V60 sowie der ra bei V60 dar.

Während der Rückkipfung zeigt nur der mf durchgehend signifikante Seitendifferenzen während der einzelnen Belastungssituationen. Für den ico gilt dies nur für die vier größten Kippwinkel.

Die Muskeln ra, oi, oe, sowie es weisen so gut wie keine statistisch relevanten Seitendifferenzen auf.

Der ra zeigt für die einzelnen Belastungssituationen durchgängig größere Werte für die linke Körperseite, der ico und der mf für die rechte. Einzige Ausnahmen stellen der ico und der mf bei R5 dar.

Für den oi stellen sich die Seitendifferenzen der kleineren Kippwinkel mit größeren Werten für die linke Seite, für die beiden größten Testwinkel tendenziell mit größeren Werten für die rechte Seite dar.

Der oe und der es zeigen ein uneinheitliches Verhalten der Seitendifferenzen während der Rückkipfung mit steigender Belastungssituation (Abbildung 30).

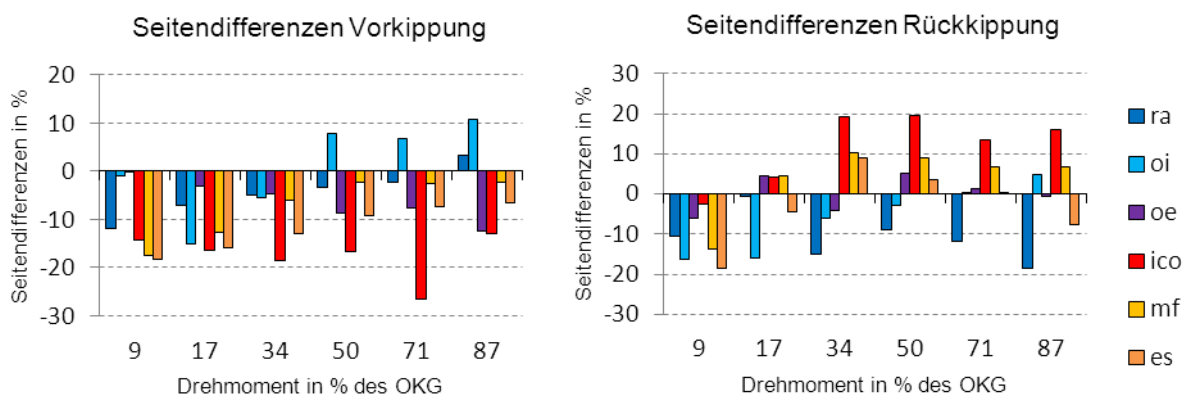


Abbildung 30
Darstellung der Seitendifferenzen für alle Muskeln und alle Testwinkel der Testsituation Normal; alle Probanden; negative Seitendifferenzen entsprechen größeren Werten für die linke Körperseite

5.6.2 Seitendifferenzen im Vergleich zwischen den Testsituationen Normal und Hysterese bei gleichem Kippwinkel

Zur Identifikation etwaiger Unterschiede der Seitendifferenzen zwischen den beiden Testsituationen Normal und Hysterese wurden die Beträge der Werte der Testsituation Hysterese von den Beträgen der Werte der Testsituation Normal subtrahiert. Man erhält einen Wert der zeigt, um welchen Betrag die Seitendifferenz der Testsituation Hysterese größer oder kleiner ist als die der Testsituation Normal.

Negative Werte zeigen dabei eine größere Seitendifferenz für die Testsituation Hysterese an.

Diese Werte werden im Folgenden als Situationsdifferenzen analysiert.

Des Weiteren wurden Medianwert sowie oberes und unteres Quartil dieser Situationsdifferenzen bestimmt.

Mit Hilfe eines Wilcoxon-Tests wurden statistisch signifikante Unterschiede der Situationsdifferenzen zwischen den beiden Testsituationen identifiziert. Dies erfolgte für alle Probanden sowie Männer und Frauen getrennt.

Es erfolgte die Zuordnung der Werte der Situationsdifferenzen in fünf verschiedene Kategorien:

1. Situationsdifferenz ist größer null, statistisch signifikant ($p < 0,05$)
2. Situationsdifferenz ist größer null, statistisch nicht signifikant, aber mit Tendenz zur statistischen Signifikanz ($0,05 < p < 0,1$)
3. Situationsdifferenz ist kleiner null, statistisch signifikant ($p < 0,05$)
4. Situationsdifferenz ist kleiner null, statistisch nicht signifikant, aber mit Tendenz zur statistischen Signifikanz ($0,05 < p < 0,1$)
5. Situationsdifferenz ist größer oder kleiner null, keine statistische Tendenz ($p > 0,1$)

Zur Visualisierung der Ergebnisse wurden die den fünf Kategorien zugeordneten Werte in farbkodierten Maps dargestellt.

Dabei zeigen sich teilweise signifikante Unterschiede für die Seitendifferenzen zwischen den beiden Testsituationen (Abbildung 31).

Diese Unterschiede treten während der einzelnen Belastungssituationen sporadisch und ohne zu erkennende Systematik für einzelne Muskeln oder Kippwinkel auf.

In der farbkodierten Map lassen sich tendenziell mehr negative Situationsdifferenzen erkennen. Das bedeutet die Seitendifferenz ist für die Testsituation Hysterese größer als für die Testsituation normal.

Positive Situationsdifferenzen finden sich lediglich für den oi bei V30 für den ra bei R10 sowie für den ico bei R20.

Für die einzelnen Muskeln weisen der oi, ra und es die meisten statistisch signifikanten Situationsdifferenzen zwischen den beiden Testsituationen auf.

Bei der Betrachtung der einzelnen Kippwinkel finden sich diese am häufigsten bei der 10°-Rückkipfung.

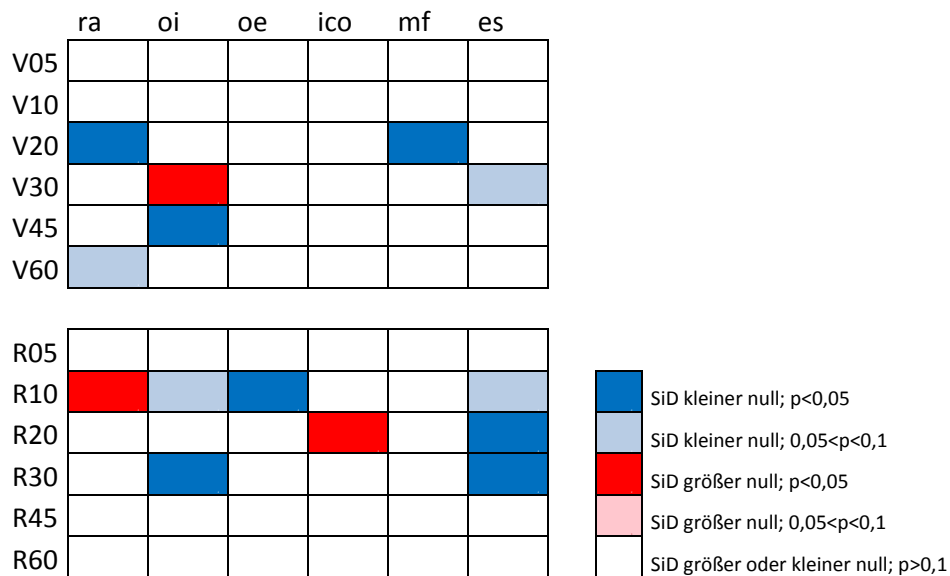


Abbildung 31

Farbkodierte Map zur Darstellung der Situationsdifferenzen (SiD) der Seitendifferenzen zwischen den beiden Testsituationen Normal und Hysterese; alle Probanden; V= Vorkippung, R= Rückkipfung; negative SiD bedeuten größere Seitendifferenzen für die Testsituation Hysterese

5.6.3 Geschlechtsspezifische Unterschiede der Seitendifferenzen im Vergleich der Testsituation Normal und Hysterese

Zur Identifikation von geschlechtsspezifischen Unterschieden im Ausmaß der Seitendifferenzen zwischen den beiden Testsituationen wurde für die Werte der berechneten Situationsdifferenzen der Männer und Frauen der U-Test verwendet.

Dabei ergaben sich fast keine statistisch bedeutsamen Unterschiede für das Verhalten der Situationsdifferenzen im Vergleich der beiden Testsituationen bei Männern und Frauen.

Bei der Vorkippung gilt dies nur für den ra bei einem Testwinkel von 10° und 20°. Dabei zeigen die Medianwerte der Situationsdifferenzen der Männer positive und die der Frauen negative Werte.

Während der Rückkipfung können signifikante Unterschiede der Situationsdifferenzen bei R10 und R45 für den es und bei R30 für den oi beobachtet werden.

Dabei stellen sich die Medianwerte der Situationsdifferenzen für die Männer negativ, die der Frauen positiv dar.

6 Diskussion

6.1 Allgemeines

Nach Darstellung der Ergebnisse soll nun die Frage des Vorhandenseins einer systematischen Hysterese für die erhobenen Amplituden- und Frequenzwerte beantwortet und mögliche Gründe für die erhobenen Ergebnisse kritisch hinterfragt werden. Dabei muss beurteilt werden, ob eine systematische Hysterese für die einzelnen Muskeln (in und entgegen der Hauptkraftrichtung) oder für die einzelnen applizierten Belastungsstufen besteht und wie sich dabei das intermuskuläre Zusammenspiel (Koordinationsmuster der Amplitudenwerte) zwischen den beiden Testsituationen verändert. Um herauszufinden ob ein ähnliches oder abweichendes Verhaltensmuster zwischen den analysierten Muskeln besteht wurde bei der Einordnung und Interpretation der Ergebnisse besonders auf spezifische anatomische und funktionelle Merkmale der Muskeln geachtet, welche diese entweder einen oder voneinander unterscheiden. Ziel war es, eine möglicherweise übergeordnete Systematik aufzudecken. Folgende anatomisch-funktionellen Merkmale der Muskeln wurden dabei zur Identifizierung einer übergeordneten Systematik untersucht:

- Zuordnung der Muskeln entsprechend der Muskeileinteilung nach Comerford/Mottram
- Lokalisation der Muskeln
- Überwiegend vorkommender Muskelfasertyp
- Faserrichtung des Muskels im Bezug zur Körperlängsachse

Die erhobenen Werte für Amplituden, Frequenzen und Koordinationsmuster zeigen für die beiden Geschlechter zwar vereinzelt ein signifikant unterschiedliches Verhalten, systematische geschlechtsspezifische Abweichungen in der Reaktionsweise der Muskulatur zwischen den beiden Testsituationen konnten jedoch nicht identifiziert werden. Es ist also davon auszugehen, dass keine grundsätzlichen Unterschiede bezüglich eventuell vorhandener Hystereseephänomene zwischen den Geschlechtern bestehen. Die folgenden Betrachtungen beziehen sich dementsprechend, solange nicht ausdrücklich anders erwähnt, auf das gesamte untersuchte Probandenkollektiv.

Des Weiteren konnten zwischen den beiden Testsituationen keine systematischen Unterschiede im Ausmaß von etwaigen Seitendifferenzen zwischen den jeweilig gleichen Muskeln der beiden Körperhälften gefunden werden. Die Betrachtung von gepoolten Werten (Werte eines Muskels links und rechts zusammengefasst) erscheint demnach legitim, vor allem im Sinne einer verallgemeinernden Bewertung der Ergebnisse.

6.2 Hypothese 1: Hysterese in Hauptkraftrichtung der Muskulatur

Für die Feststellung einer systematischen Hysterese in oder entgegen der Hauptkraftrichtung der einzelnen Muskeln müssen zunächst zwei Fragen beantwortet werden:

1. Werden die Muskeln in der durchgeführten Untersuchung tatsächlich in ihrer jeweiligen Hauptkraftrichtung beansprucht?
2. Das Untersuchungssetting beinhaltete für die Vor- und Rückkipfung jeweils sechs Testwinkel. Für wie viele Testwinkel soll ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Testsituationen bestehen, damit für einen Muskel eine systematische Hysterese über die applizierten Belastungsstufen besteht?

Bei der Ergebnisbetrachtung erfolgte die Analyse der Werte entgegen und in Hauptkraftrichtung der einzelnen Muskeln. Dabei wurde postuliert, dass die vordere Rumpfmuskulatur ihre Hauptbeanspruchung während der Rückkipfung, die dorsale Rumpfmuskulatur während der Vorkippung erfährt. Die einzelnen Kippungen erfolgten in der Sagittalebene. Voruntersuchungen im CTT Centaur zeigen, dass alle untersuchten Muskeln bei Belastung in der Sagittalebene entgegen ihrer Lokalisation bezüglich der WS (Bauchmuskel bei Rückkipfung, Rückenmuskeln bei Vorkippung), für die im Weiteren betrachteten einseitigen aber auch gepoolten Daten beider Seiten am stärksten beansprucht werden, auch wenn die jeweilig exakten einseitigen Hauptkraftrichtungen nicht genau in der Sagittalebene liegen (Steiniger 2013). Es ist also davon auszugehen, dass die größte Beanspruchung der Muskulatur in den in der Arbeit postulierten Hauptkraftrichtungen erfolgt. Einzige Ausnahme stellt der *Musculus iliocostalis* dar, der, obwohl anatomisch als Rückenmuskel klassifiziert, eine in der Frontalebene liegende Hauptkraftrichtung aufweist. Insofern ist der ico

kritisch zu betrachten, da er nicht in der Richtung seiner größten Kraftentwicklung beansprucht wird.

Für die Frage einer systematischen Hysterese der einzelnen Muskeln mussten aufgrund von fehlenden Vergleichsdaten selbstgewählte Kriterien festgelegt werden. In Absprache mit dem erfahrenen Untersuchungsleiter wurde die Hysterese dann als systematisch definiert, wenn für den jeweiligen Muskel in mehr als der Hälfte der Fälle (4 von 6 Kippwinkel) ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Testsituationen Normal und Hysterese bestand.

Da die Untersuchung eine in-vivo Studie zur Erfassung normativer Daten aus einem gesunden Probandenkollektiv darstellt sind im Vergleich der beiden Testsituationen nicht nur statistische Signifikanzen relevant. Die Identifizierung eventueller Hysterese-Phänomene bei statischer Belastung gesunder Probanden könnte in Zukunft helfen, eine von der Norm abweichende Hysterese-Funktion festzustellen. Für CURS-Patienten mit einer „pathologischen Hysterese“ als Ausdruck von Koordinationsdefiziten der Rumpfmuskulatur könnten so Ansätze und Möglichkeiten für eine Therapie zur Reduktion dieser Koordinationsdefizite entwickelt werden.

Dabei ist nicht nur entscheidend ob tatsächlich statistisch signifikante Unterschiede zwischen den beiden unterschiedlichen Testsituationen vorliegen, sondern auch wie hoch diese Unterschiede ausfallen. Statistisch signifikant unterschiedliche Werte, die in ihrer Ausprägung jedoch sehr gering sind hätten keine praktische Relevanz. Zur Einstufung einer systematischen Hysterese mit praktischer Relevanz sollen sich für die Betrachtung der einzelnen Muskeln nicht nur 4 von 6 Testwinkel signifikant voneinander unterscheiden, sondern auch die OEMG-Werte zwischen den beiden Testsituationen, angelehnt an die Festlegung des Nachweises statistischer Signifikanz, im Mittel auch um mindestens 5% voneinander abweichen. Durch diese selbstgewählte Schwelle können Analyse und Interpretation der Ergebnisse nur als hypothetischer Ansatz gesehen werden. Das Verändern dieses Schwellenwertes würde möglicherweise zu einer anderen Beurteilung der Hysterese-Charakteristik und -Ausprägung führen. Diese Vorgehensweise wurde gewählt, um dem Problem „Signifikanz vs. Relevanz“ Rechnung zu tragen.

Eine systematische Hysterese mit statistisch signifikant größeren Werten für die Testsituation Hysterese wird aufgrund der in Abschnitt 3 aufgestellten Hypothesen

als „erwartete Hysterese“ bezeichnet, kleinere Werte für die Testsituation Hysterese dementsprechend als „nicht-erwartete Hysterese“.

6.2.1 Bauchmuskulatur

Der ra ist ein langer parallelfaseriger Muskel, der von den Rippenknorpeln der 5.-7. Rippe und dem Processus xiphoideus zum Os pubis beidseits der Symphyse zieht. Er besteht wie die anderen abdominalen Muskeln etwa zu gleichen Teilen aus Typ 1- und Typ 2-Muskelfasern. (Haggmark und Thorstensson 1979, Johnson et al. 1973). Diese verlaufen parallel der Körperlängsachse. Nach Comerford und Mottram gehört er zu den global-mobilisierenden Muskeln, deren Hauptaufgabe in der Initiierung von Bewegungen und der Generierung von Kraft besteht (Comerford und Mottram 2001). Für die Amplitudenwerte des ra konnte keine systematische Hysterese nachgewiesen werden. Zwischen den beiden Testsituationen bestehen lediglich signifikante Unterschiede in zwei Testwinkeln.

Die Daten des ra zeigen für die rechte Seite in 4/6, für die linke Seite in 3/6 Testwinkel signifikant niedrigere Frequenzwerte. Nach den selbstgewählten Kriterien liegt also ein Grenzfall vor. Bei der Betrachtung der gepoolten Werte (Werte des ra links und rechts zusammengefasst) ergeben sich jedoch für 4/6 Kippwinkel statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Testsituationen. Es besteht also für die Frequenzwerte eine systematische nicht-erwartete Hysterese (4/6 Kippwinkel für Testsituation Hysterese statistisch signifikant kleiner), die vor allem im Bereich der großen Belastungsstufen deutlich ausgeprägt ist. Diese ist auch relevant, da die Frequenzwerte im Bereich von 5-10% voneinander abweichen.

Der oi verläuft fächerförmig von der Crista iliaca, der Fascia thoracolumbalis und dem Lig. inguinale zur 10.-12. Rippe sowie der Linea alba. Ähnlich wie der ra besteht er ungefähr zur Hälfte aus Typ 1-Muskelfasern (Haggmark und Thorstensson 1979). Diese verlaufen an der abgeleiteten Position in annähernd horizontaler Richtung, also senkrecht zur Körperlängsachse (Ng et al. 1998). Seine Funktion besteht in der globalen Stabilisierung des Rumpfes sowie der Kontrolle des Bewegungsausmaßes. Er wird dem global-stabilisierenden System zugeordnet (Comerford und Mottram 2001).

Für die Amplituden- und Frequenzwerte des oi konnte in der HKR keine systematische Hysterese nachgewiesen werden. Statistisch signifikant höhere

Amplitudenwerte zeigen sich für die zwei kleinsten Kippwinkel, signifikant niedrigere Werte bei R30 (gepoolte Werte). Relevante Unterschiede der Frequenzwerte bestehen bei R10 und R60.

Der oe hat seinen Ursprung an der 5.-12. Rippe und inseriert am Lig. inguinale, der Crista iliaca und der Linea alba. Seine Muskelfasern, welche analog des ra und oi zusammengesetzt sind, verlaufen von kranial/lateral nach kaudal/medial, also schräg zur Körperlängsachse. Die funktionelle Einordnung nach Comerford und Mottram entspricht dem oi (Comerford und Mottram 2001).

Der oe ist der einzige untersuchte Muskel, bei welchem für die OEMG-Amplituden eine systematische Hysterese mit statistisch signifikant niedrigeren Werten für die Testsituation Hysterese beobachtet werden konnte. Es liegt somit eine nicht-erwartete Hysterese vor. Unterschiede bestehen vor allem im Bereich der mittleren Kippwinkel (4/6 Testwinkel) und sind für den kleinsten sowie größten Kippwinkel nicht relevant. Die Amplitudenwerte sind dabei für die Testsituation Hysterese um 8-22% niedriger.

Auch für die Frequenzwerte zeigt sich eine systematische Hysterese. In den vier größten Kippwinkeln stellen sich diese statistisch signifikant niedriger für die Testsituation Hysterese dar. Die Frequenzwerte zeigen dabei jedoch nur eine geringe Abweichung von weniger als 5% und sind somit nicht relevant.

6.2.2 Rückenmuskulatur

Der ico wird dem lateralen Trakt, genauer dem sakrospinalen System der autochthonen Rückenmuskulatur zugeordnet. Als am weitesten lateral gelegener Muskel dieses Traktes verbindet er Beckenknochen und Rippen (Aumüller et al. 2007). Seine Muskelfasern verlaufen von kaudal/medial nach kranial/lateral leicht schräg zur Körperlängsachse. Wie der ra wird der ico als global-mobilisierender Muskel betrachtet. Im Gegensatz zu den Bauchmuskeln weisen die Muskeln der autochthonen Rückenmuskulatur, also auch der ico, es und mf, einen höheren Anteil an Typ 1-Muskelfasern auf. Dieser beträgt je nach Studie um die 60% mit jedoch deutlicher interindividueller Varianz (Johnson et al. 1973, Mannion 1999).

Da die eigentliche HKR des ico annähernd in der Frontalebene liegt, stellt dieser bei der Betrachtung einen Sonderfall dar. Die Amplitudenwerte allgemein zeigen während der Vor- und Rückkipfung eine ähnliche Ausprägung. Für größere

Testwinkel übersteigen die Werte der Rückkipfung die der Vorkippung sogar deutlich. Es muss deshalb eine größere Beanspruchung des Muskels während der Rückkipfung vermutet werden. In der vorliegenden Untersuchung wurde der Muskel nicht in seiner eigentlichen HKR belastet. Die Betrachtung der Werte der Vorkippung als Hauptkrafrichtung des ico ist also nicht wirklich korrekt. Nichtsdestotrotz wird dies aus Gründen der Übersichtlichkeit an dieser Stelle getan, jedoch explizit auf die abweichenden Charakteristika des ico im Vergleich mit den anderen analysierten Muskeln hingewiesen. Inwiefern der ico während der Vor- und Rückkipfung eine agonistische bzw. antagonistische Funktion einnimmt, lässt sich nicht abschließend beantworten. Die Höhe der Amplitudenwerte weist jedoch am ehesten auf eine kraft-generierende, also agonistische Funktion sowohl während der Vor- als auch während der Rückkipfung hin.

Die erhobenen Daten zeigen eine erwartete Hysterese für die Amplitudenwerte. Für 4/6 Testwinkel (gepoolte Werte) kann ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Testsituationen beobachtet werden. Die relativen Amplitudenunterschiede sind dabei vor allem für die kleinen Testwinkel ausgeprägt und betragen zwischen 10% und 30%.

Bei der Betrachtung der Frequenzwerte weisen diese in allen Testwinkeln signifikante Unterschiede auf. Es besteht eine nicht-erwartete relevante systematische Hysterese, da die Frequenzwerte sich in 4 von 6 Testwinkeln um mehr als 5% unterscheiden.

Wie der ico wird der es dem sakrospinalen System im lateralen Trakt der autochthonen Rückenmuskulatur zugeordnet. Er verbindet das Becken mit den Rippen und einzelnen Wirbelkörpern. Die Muskelfasern dieses global-aktivierenden Muskels (Comerford und Mottram 2001) verlaufen von kaudal nach kranial fast parallel zur Körperlängsachse. Auch der es weist ca. 60% Typ 1-Muskelfasern auf.

Die Amplitudenwerte des es zeigen keine systematischen Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen. Statistisch relevante Unterschiede bestehen für den es l bei zwei, für den es r bei einem Testwinkel.

Die Frequenzwerte zeigen eine nicht-erwartete Hysterese. In 4/6 Testwinkeln (gepoolte Werte) unterscheiden sich diese signifikant. Allerdings sind die bestehenden Unterschiede nur geringfügig ausgeprägt und deshalb als nicht relevant

einzustufen. Die Höhe der Frequenzwertabweichungen zwischen den beiden Testsituationen beträgt für keinen Testwinkel mehr als 3,5%.

Der mf wird dem transversospinalen System des medialen Traktes der autochthonen Rückenmuskulatur zugerechnet. Er verbindet über die gesamte WS die Querfortsätze mit den Dornfortsätzen von 3-5 weiter kranial gelegenen Wirbelkörpern. Vor allem im Lumbalbereich, wo der mf besonders kräftig und der OEMG-Messung zugänglich ist, verlaufen seine Muskelfasern annähernd longitudinal (Aumüller et al. 2007). Comerford und Mottram ordnen ihn dem lokal-stabilisierenden System zu. Seine Hauptaufgabe besteht somit in der segmentalen Stabilisierung, welche unabhängig von Bewegung durch eine kontinuierliche Aktivität erreicht wird (Comerford und Mottram 2001).

Die Amplitudenwerte des mf unterscheiden sich zwischen den beiden Testsituationen praktisch nicht. Für keinen Testwinkel konnten statistisch signifikante Unterschiede festgestellt werden.

Für die Frequenzwerte besteht eine nicht-erwartete Hysterese. Alle Testwinkel zeigen signifikante Unterschiede. Diese sind jedoch abermals nicht relevant. Die Werte der Testsituation Hysterese sind maximal 4% niedriger als die der Testsituation normal.

6.3 Hypothese 2: Hysterese entgegen der Hauptkraftrichtung der Muskulatur

6.3.1 Bauchmuskulatur

Für die Amplitudenwerte des ra kann während der Vorkippung keine systematische Hysterese beobachtet werden.

Die Frequenzwerte des ra zeigen jedoch eine systematische nicht-erwartete Hysterese. In 5 (ra r) bzw. 6 (ra l) von 6 Testwinkeln zeigen sich statistisch signifikant niedrigere Werte für die Testsituation Hysterese. Diesen stellen sich auch als relevant dar, da die Werte sich um 5-8% voneinander unterscheiden.

Eine systematische erwartete Hysterese kann für die Amplitudenwerte des oi beobachtet werden. Für 5/6 Testwinkel (gepoolte Werte) zeigen sich statistisch

signifikante Unterschiede. Diese sind mit Abweichungen der erfassten Werte von 12-44% sehr deutlich.

Die Frequenzwerte des oi unterscheiden sich im Vergleich der beiden Testsituationen praktisch nicht. Für keinen der sechs Testwinkel kommen signifikante Unterschiede zur Darstellung (gepoolte Werte).

Auch der oe weist bezüglich der Amplitudenwerte eine systematische erwartete Hysterese auf. Bis auf den größten Kippwinkel stellen sich alle Testsituationen als statistisch signifikant dar. Die Amplituden der Testsituation Hysterese sind dabei um 9-26% höher als für die Testsituation Normal, liegen also deutlich im selber festgelegten Relevanzbereich.

Wie der ra zeigt auch der oe für die Frequenzwerte eine systematische nicht-erwartete Hysterese. Signifikante Unterschiede zwischen den Testsituationen bestehen für alle Testwinkel. Diese stellen sich auch als relevant dar, da die Unterschiede der Frequenzwerte mit Ausnahme der 60°-Vorkippung des ra r im Bereich von 5-11% liegen.

6.3.2 Rückenmuskulatur

Die Amplitudenwerte des ico weisen in 4/6 Testwinkeln (gepoolte Werte) signifikante Unterschiede auf. Es besteht eine relevante erwartete Hysterese. Die Ausprägung dieser Hysterese variiert für die einzelnen Kippwinkel sehr stark. Die Amplituden der Testsituation Hysterese beim niedrigsten Kippwinkel übersteigen die der Testsituation Normal um fast 100%. Mit steigendem Kippwinkel wird dieser Unterschied kontinuierlich geringer und beträgt bei R60 nur noch 6%.

Die Frequenzwerte des ico lassen demgegenüber keine systematische Hysterese erkennen.

Auch der es zeigt eine relevante erwartete Hysterese der Amplitudenwerte. Für alle Testwinkel können statistisch signifikante Unterschiede nachgewiesen werden. Ähnlich dem ico gestaltet sich die Ausprägung der Hysterese mit den steigenden Kippwinkeln verschieden. Für R05 und R10 beträgt der Unterschied der Amplitudenwerte knapp über 100%. Bei R20 und R30 liegt dieser Wert im Bereich von 50%, bei R45 und R60 noch bei 25%.

Für die Frequenzwerte des es lässt sich ebenfalls eine eindeutig relevante nicht-erwartete Hysterese nachweisen. Statistisch signifikante Unterschiede bestehen für jeden Testwinkel. Die Frequenzwerte stellen sich für die Testsituation Hysterese deutlich niedriger als für die Testsituation Normal dar. Die Unterschiede bewegen sich dabei im Bereich von 6-29%, mit maximaler Ausprägung im Bereich mittlerer Kippwinkel.

Mit Ausnahme von R30 lassen die Amplitudenwerte des mf für alle applizierten Belastungsstufen statistisch signifikante Unterschiede erkennen (gepoolte Werte). Es besteht eine systematische erwartete Hysterese. Diese ist auch relevant. Ähnlich der beiden anderen Rückenmuskeln zeigen die Amplitudenwerte vor allem bei niedrigen Kippwinkeln stark ausgeprägte Unterschiede. Die Amplituden der Testsituation Hysterese übersteigen die der Testsituation Normal bei R5 um 130%, bei R10 um 48%. Für die weiteren Kippwinkel pendelt sich dieser Wert bei ca. 8% ein.

Die Frequenzwerte des mf zeigen in 3/6 Testwinkeln statistisch relevante Unterschiede. Es liegt also keine systematische Hysterese vor.

Tabelle 8 gibt einen Überblick über die in Kapitel 6.2 und 6.3 vorgenommene Systematisierung.

Tabelle 8

Zusammenfassung Betrachtung einer systematischen Hysterese für Amplituden- (oben) und Frequenzwerte (unten) der einzelnen Muskeln

Muskel	in HKR			entgegen HKR		
	keine H	H ohne Relevanz	H mit Relevanz	keine H	H ohne Relevanz	H mit Relevanz
ra	x			x		
oi	x					x
oe			x*			x
ico			x			x
es	x					x
mf	x					x

Muskel	in HKR			entgegen HKR		
	keine H	H ohne Relevanz	H mit Relevanz	keine H	H ohne Relevanz	H mit Relevanz
ra			x*			x*
oi	x			x		
oe		x*				x*
ico			x*	x		
es		x*				x*
mf		x*		x		

x = erwartete Hysterese

x* = nicht-erwartete Hysterese

keine H = keine systematische Hysterese nachweisbar

H ohne Relevanz = systematische Hysterese nachweisbar, Unterschiede zwischen Testsituationen kleiner als 5%

H mit Relevanz = systematische Hysterese nachweisbar, Unterschiede zwischen Testsituationen größer als 5%

6.4 Hypothese 3: Hysterese über alle applizierten Belastungssituationen

Die in Kapitel 6.2 und 6.3 dargestellte Systematik offenbart, dass wenn eine systematische Veränderung vorliegt, für die Amplitudenwerte hauptsächlich eine erwartete Hysterese, für die Frequenzwerte ausschließlich eine nichterwartete Hysterese besteht.

Auch die Ausprägung dieser Hysterese über die applizierten Belastungssituationen unterscheidet sich zwischen den EMG-Parametern.

Dies verdeutlicht die Betrachtung der Polardiagramme für Amplituden- und Frequenzwerte.

Für die Amplitudenwerte zeigen sich während Vor- und Rückkipfung die größten Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen für die kleinsten Kippwinkel (Abbildung 32). Dies ist für die Rückkipfung noch deutlich ausgeprägter als für die Vorkippung. Mit steigender Belastung werden diese Unterschiede kontinuierlich geringer. Die Polardiagramme der beiden Testsituationen stellen sich für die hohen Kippwinkel fast deckungsgleich dar. Aus Platzgründen sind nur die Testwinkel von 5°, 10° und 60° dargestellt.

Dass die Ausprägung der Hysterese vor allem für die kleinsten Testwinkel besonders stark ist, belegt auch ein Blick auf Abbildung 16 und Abbildung 17. Bei der Vorkippung bestehen für V5 bei 10 von 12 Muskeln statistisch signifikante Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen, bei V60 hingegen null. Alle anderen Kippwinkel zeigen Werte dazwischen.

Auch bei der Rückkipfung bestehen die meisten statistisch signifikanten Unterschiede für einen Testwinkel von 5° (11 von 12 Muskeln). Für alle anderen Testwinkel können deutlich weniger signifikante Unterschiede beobachtet werden.

Für die Amplitudenwerte zeigt sich also eine deutliche Abnahme der Ausprägung der Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen mit steigendem Kippwinkel.

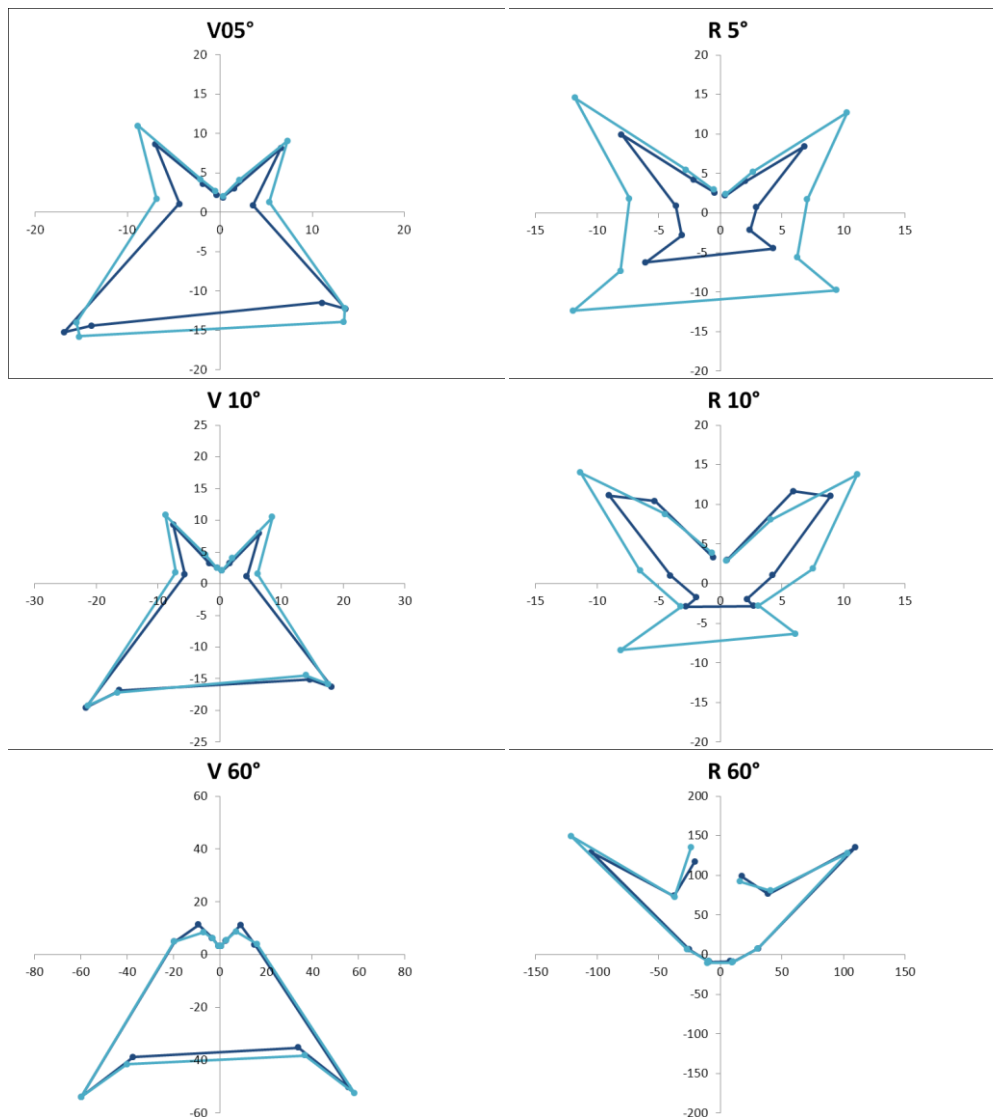


Abbildung 32
Polardiagramme für Medianwerte der mittleren Amplitudenwerte (in µV) für alle Probanden; ausgewählte Testwinkel; Vergleich der Testsituationen Normal (dunkelblau) und Hysterese (hellblau); V=Vorkippung, R=Rückkippfung

Für die Frequenzwerte kann keine so eindeutige Systematik beobachtet werden. Die Betrachtung der Polardiagramme verdeutlicht für die Vorkippung eine relativ gleichbleibende, geringe Ausprägung der Unterschiede zwischen den Testsituationen bis zu einem Kippwinkel von 30° (Abbildung 33). Für die beiden größten Kippwinkel werden diese Unterschiede tendenziell noch ein wenig geringer. Selbiges gilt auch für die Rückkippung, wobei die Ausprägung der Hysterese generell etwas stärker erscheint. Dafür verantwortlich zeichnet sich vor allem der es, welcher während der Rückkippung deutliche Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen, besonders bei den mittleren Kippwinkeln aufweist. Aus Platzgründen sind erneut lediglich die Kippwinkel von 5° , 30° und 60° dargestellt.

Für die Frequenzwerte zeigt sich also eine Tendenz zur geringeren Ausprägung der Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen mit steigendem Kippwinkel. Diese ist jedoch bei Weitem nicht so eindeutig und hervorstechend wie für die Amplitudenwerte.

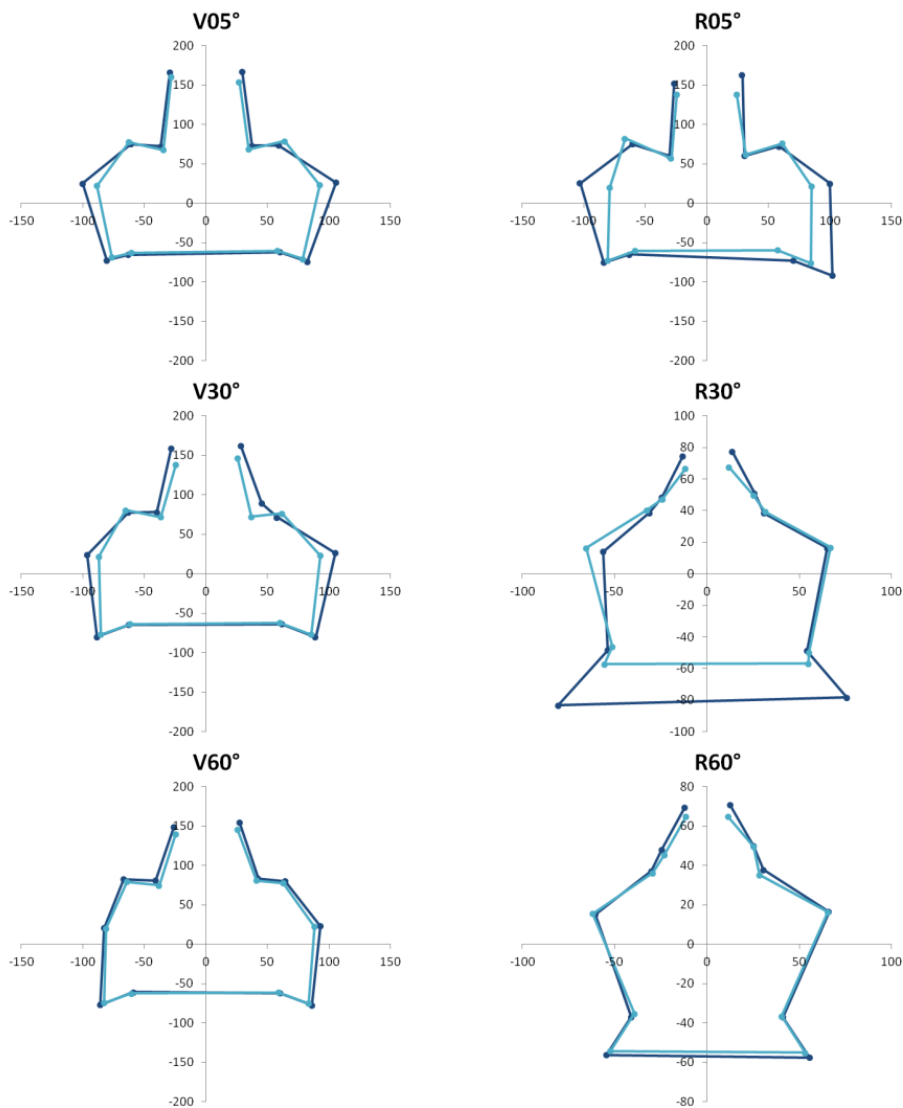


Abbildung 33
Polardiagramme für Medianwerte der Medianfrequenzen (in Hz) für alle Probanden; ausgewählte Testwinkel; Vergleich der Testsituationen Normal (dunkelblau) und Hysterese (hellblau); V=Vorkippung, R=Rückkippung

6.5 Diskussion der erhobenen Systematik

Die Zuordnung einer systematischen Hysterese hinsichtlich der Amplituden- und Frequenzwerte sowohl in (Kapitel 6.2) als auch entgegen (Kapitel 6.3) der Hauptkraftrichtung erfolgte für unterschiedliche Muskeln. Auch bei der Betrachtung der EMG-Parameter während der einzelnen applizierten Belastungssituationen (Kapitel 6.4) zeigten sich Unterschiede. Es scheint also sinnvoll, die Amplituden- und Frequenzwerte getrennt voneinander zu betrachten.

6.5.1 Amplitudenwerte

Eine Erklärung für das Vorhandensein einer systematischen Hysterese anhand funktionell-anatomischer Merkmale der einzelnen Muskeln zu finden, scheint nicht sinnvoll. In HKR können für nur zwei Muskeln systematische Unterschiede beobachtet werden, diese besitzen dazu noch einen entgegengesetzten Charakter (ico erwartete und oe nicht-erwartete Hysterese). Entgegen der HKR zeigen mit Ausnahme des ra alle Muskeln systematische Effekte. Die Vermutung liegt nahe, dass nicht verschiedene Muskelfaserzusammensetzungen, die Lokalisation, die Funktion oder die Faserrichtung entscheidend für das Auftreten einer Hysterese sind, sondern das Beanspruchungsniveau des Muskels.

Eine systematische Hysterese zeigt sich für fast alle Muskeln bei Belastung entgegen der HKR. Bei dieser werden die Muskeln auch aktiviert, nehmen aber eher eine stabilisierende als eine kraft-generierende Funktion ein und werden bei Weitem nicht so stark beansprucht wie in der HKR. Das Hysteresephänomen scheint demnach hauptsächlich bei niedrigeren Belastungen zu existieren, also im Rahmen koordinativer Aufgaben der Muskulatur.

Ausschlaggebend für die Vermutungen in Hypothese 1 war das sogenannte „Henneman-Prinzip“ (Henneman et al. 1965). Dieses besagt, dass die Rekrutierung verschiedener motorischer Einheiten (ME) mit zunehmendem Kraftanstieg nach einer immer gleichen Ordnung erfolgt. Bei niedriger Beanspruchung werden zuerst kleine ME mit kleinen Motoneuronen, welche vorwiegend aus Typ 1-Muskelfasern bestehen, geringe Kraft entwickeln und nur langsam ermüden, angesprochen. Mit steigender Beanspruchung werden immer größere ME größerer Motoneuronen, mit überwiegend Typ 2-Muskelfasern, großer Kraftentwicklung bei Kontraktion und schneller Ermüdbarkeit zusätzlich rekrutiert. Dies ermöglicht eine hohe Präzision der Kraftentwicklung.

Hypothetisch würden sich die beiden in der Untersuchung durchgeführten Testsituationen wie folgt unterscheiden: Für die Testsituation Normal erfolgt die Rekrutierung der ME je nach Kraftanstieg bei kleinen Kippwinkeln durch kleine ME und mit steigendem Kippwinkel zusätzlich durch große ME. Bei der Testsituation Hysterese würde die Muskulatur durch die vorherige 90°-Kippung stark beansprucht. Es würde eine Rekrutierung sowohl kleiner als auch großer ME erfolgen. Bei der nachfolgenden Messung im eigentlichen Testwinkel sollte dieser Effekt der

vorherigen ganzheitlichen Aktivierung der ME im Vergleich zur Testsituation Normal mit ihrer geordneten Aktivierung von ME „nachwirken“ (Hysterese) und im OEMG größere Amplitudenwerte messbar machen. Dies konnte in der vorliegenden Untersuchung jedoch nur für den M. iliocostalis im Sinne einer systematischen erwarteten Hysterese nachgewiesen werden.

Das muss jedoch nicht bedeuten, dass die angesprochenen Vermutungen bezüglich des Henneman-Prinzips (Henneman et al. 1965) nicht zutreffend sind. Sie könnten im Gegenteil eine Erklärung für die dritte aufgestellte Hypothese darstellen.

Wie in Kapitel 6.4 beschrieben zeigen sich für kleine Testwinkel, also geringe Beanspruchung der Muskulatur deutlich größere Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen als bei großen Testwinkeln. Das gilt vor allem für Muskeln, die in ihrer HKR belastet werden (siehe auch Abbildung 8). Ein Erklärungsansatz bietet erneut das Hennemansche Prinzip.

Die Testsituation Normal unterscheidet sich in Bezug auf die Rekrutierungsstrategien des Hennemanschen Prinzips von der Testsituation Hysterese am stärksten für kleine Testwinkel. Dies müsste sich sowohl in der Ausprägung als auch in der Anzahl an statistisch signifikanten Unterschieden für die einzelnen Muskeln widerspiegeln.

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung stützen diese These. Bei Beanspruchung in der HKR zeigen, mit Ausnahme des mf, alle Muskeln statistisch signifikant größere Amplitudenwerte der Testsituation Hysterese bei der 5°-Kippung. Mit steigendem Testwinkel lassen sich kaum noch statistisch signifikante Unterschiede erkennen. Die Ausprägung der Hysterese sinkt mit steigender Belastung und lässt deswegen bei Kippwinkeln größer als 5° deutlich weniger statistisch signifikante Unterschiede erkennen.

Das Henneman-Prinzip bietet demnach eine logische Erklärung, warum sich bei geringer Beanspruchung der Muskeln ein deutliches Hysterese-Phänomen zeigt, dieses aber bei Belastung in HKR nicht systematisch für alle Muskeln über die einzelnen Kippwinkel besteht. Denn um per definitionem als systematische Hysterese eingestuft zu werden müssen sich 4 von 6 Testwinkeln signifikant unterscheiden. Dies bedeutet, dass auch für größere Testwinkel relevante Unterschiede bestehen müssen. Da die Ausprägung der Hysterese jedoch mit steigendem Kippwinkel abnimmt, ergeben sich für diese großen Testwinkel kaum relevante Unterschiede. Das Auftreten einer systematischen Hysterese für einzelne Muskeln über die steigenden Kippwinkel wird aufgrund der gewählten

Winkelabstufung in Kombination mit dem definierten Gültigkeitskriterium somit relativ unwahrscheinlich.

Eine systematische Hysterese zeigt sich jedoch fast durchgehend für die Belastung der Muskeln entgegen ihrer Hauptkraftrichtung. Während dieser Testsituationen wirken die Muskeln als funktionelle Antagonisten. Die Aktivierung dieser Muskeln in gegenteiliger Richtung der eigentlich wirkenden Kraft, bei gleichzeitiger Aktivierung der Agonisten wird Ko-Kontraktion genannt (Granata et al. 2005). Diese Ko-Kontraktionen erhöhen die „Steifheit“ des Rumpfes (Lee et al. 2006) und dienen der Erhaltung der spinalen Stabilität sowohl bei aufrechter Haltung als auch unter Belastung (Granata und Wilson 2001). Einige Charakteristika von Ko-Kontraktionen sind bereits untersucht worden. So ist bekannt, dass deren Ausmaß mit steigender Last (Granata und Orishimo 2001, Granata et al. 2005) sowie bei Ermüdung der Agonisten (Potvin und O'Brien 1998) zunimmt. Außerdem zeigt sich eine größere Ko-Kontraktion der Rückenmuskeln bei Beanspruchung der Bauchmuskulatur im Vergleich zu den Ko-Kontraktionen der Bauchmuskulatur bei Beanspruchung der Rückenmuskeln (Granata et al. 2005).

Da eine systematische Hysterese für die Muskeln entgegen ihrer HKR besteht, lassen sich folgende Aussagen treffen: Zum einen verursacht eine größere Last tatsächlich stärkere Ko-Kontraktionen, zum anderen bleibt ein erheblicher Teil der aktivierten Muskeln noch aktiv, obwohl dies biomechanisch nicht erforderlich ist. Von einer höheren Belastung kommend, scheint der Rumpf also einen höheren „Stabilitätsstatus“ zu erhalten.

Als praktische Konsequenz aus den erhobenen Daten könnten auftretende Besonderheiten bei CURS-Patienten folgendermaßen interpretiert werden: Rein hypothetisch behält das aktive System der spinalen Stabilisierung (Panjabi 1992b) nach starker Belastung seinen erhöhten „Stabilitätsstatus“ bei, um die WS bei erneuter Lasteinwirkung effektiver zu schützen. Für CURS-Patienten mit verminderter „Hysterese-funktion“ könnte dies eine Ursache für eine erhöhte Vulnerabilität des wirbelsäulenstabilisierenden Systems darstellen und wäre ein möglicher Ansatz zur Erklärung von Beschwerden.

Aus physiologischer Sicht betrachtet bieten sich für die gefundenen Sachverhalte verschiedene Erklärungsansätze.

In der Literatur ist das Phänomen der residualen Krafterhöhung (RFE) viel thematisiert (Abbott und Aubert 1952, Herzog et al. 2006, Rassier 2007, Pinniger und Cresswell 2007). Es besagt, dass ein Muskel nicht nur während einer Dehnung größere Kraft entwickeln kann, sondern diese Krafterhöhung auch im zeitlichen Verlauf bestehen bleibt. Muskeln identischer Länge können, wenn sie vorgedehnt sind, im Vergleich zu einem herkömmlich isometrisch kontrahierenden Muskel eine höhere Kraft generieren (Herzog et al. 2006). Dieses Phänomen wird bei in-vitro- und in-vivo-Experimenten sowohl für einzelne Muskelfasern als auch für komplette Muskeln beobachtet (Rassier 2007).

Umgekehrt ist ebenfalls der Mechanismus der residualen Kraftverringerng (engl.: residual force depression, RFD) bekannt (Abbott und Aubert 1952, Brown und Loeb 2000, Lee und Herzog 2003). Dies bedeutet, dass ein Muskel während und nach einer Verkürzung seiner Länge im Vergleich zu einem isometrisch kontrahierenden Muskel gleicher Länge nur eine geringere Kraft entwickeln kann (Abbott und Aubert 1952). Dieser Effekt kann in-vitro für isolierte Muskeln von Frosch und Katze als auch in-vivo an Extremitätenmuskeln des Menschen nachgewiesen werden (Lee und Herzog 2003). Dabei steigt die RFD mit dem Ausmaß der Muskelverkürzung (Abbott und Aubert 1952, Herzog und Leonard 1997) und gilt außerdem als langanhaltender Mechanismus (Herzog et al. 1998).

Während der Testsituation Hysterese erfolgt durch die vorangestellte Kippung in den 90°-Winkel vor allem in der HKR eine starke Belastung der Muskulatur. Dabei gilt für isometrische Kontraktionen, wie sie in diesem Fall vorliegen, dass es zu keiner Änderung der Muskellänge kommt. Tatsächlich muss bei einer solchen Beanspruchung allerdings nicht der Muskel alleine, sondern der Muskel-Sehnen-Komplex als Ganzes betrachtet werden. Mit steigender Kraftentwicklung (Testsituation Hysterese), bei der sich Muskelursprung und -ansatz relativ zueinander nicht bewegen, erfolgt eine isometrische Kontraktion obwohl sich der Muskel- isoliert betrachtet- verkürzt. Die Verkürzung des Muskels wird durch die Dehnung von passiven Elementen, wie z.B. Sehnen hervorgerufen (Gollhofer und Müller 2009).

Es ist also davon auszugehen, dass während der Testsituation Hysterese, im Vergleich zur Testsituation Normal, durch die vorherige Belastung trotz isometrischer Kontraktion eine gewisse, wenn auch geringgradige Muskelverkürzung stattfindet. Dies wiederum würde eine RFD bedingen.

Die Erläuterungen zu RFE und RFD in der Literatur beziehen sich allerdings fast ausschließlich auf das Dehnungs-Kraft-Verhältnis. Das Verhalten der EMG-Amplituden während dieser Phänomene wurde bislang kaum thematisiert. Es gibt jedoch einige wenige Studien die darauf hinweisen, dass sich die Amplitudenwerte während der RFE verringern (Seiberl et al. 2012, Oskouei und Herzog 2005, Oskouei und Herzog 2006b, Oskouei und Herzog 2006a). Dies wird als Zeichen einer effektiveren Kontraktion und einer damit verbundenen weniger nötigen neuromuskulären Ansteuerung nach vorheriger Muskeldehnung gedeutet (Seiberl et al. 2012). Da angenommen wird, dass die Mechanismen für das Auftreten von RFE und RFD die gleichen sind (Brown und Loeb 2000), müssten im Umkehrschluss die Amplitudenwerte während der RFD steigen.

Die Resultate der vorliegenden Untersuchung stützen diese Theorie. Mit Ausnahme des oe während der Rückkipfung zeigen sich für die meisten Testsituationen und Muskeln entsprechend ihrer HKR in der großen Mehrzahl der Fälle größere Amplitudenwerte für die Hysteresesituation (Abbildung 16 und Abbildung 17), auch wenn sich diese nicht durchgehend als statistisch signifikant darstellen. Vor allem im Bereich der kleineren Kippwinkel bestehen jedoch deutliche Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen.

Es ist zu beachten, dass die Untersuchungen zu RFD und RFE an Extremitätenmuskeln durchgeführt wurden und sich die Beobachtungen deshalb nicht pauschal auf die Rumpfmuskulatur übertragen lassen.

Dieser Ansatz zur Erklärung der gefundenen Resultate scheint dennoch plausibel, bleibt aber wegen der oben erwähnten Problematik eher hypothetisch. Nichtsdestotrotz könnte diese Theorie in sich anschließenden Untersuchungen aufgegriffen werden.

Ein weiterer Unterschied zwischen den Testsituationen Normal und Hysterese, der die gefundenen Ergebnisse erklären könnte, besteht in der Muskelkontraktionsart. Obwohl die vorliegende Untersuchung eine statische Belastungssituation der Rumpfmuskulatur mit isometrischer Muskelkontraktion darstellt, ergeben sich aus dem Untersuchungssetting verschiedene Beanspruchungen der Muskulatur und somit verschiedene Muskelkontraktionsarten.

Die Testsituation Hysterese beinhaltet durch die vorn anstehende 90°-Kippung und die „Aufrichtung“ des Probanden aus der Horizontalen in die Position des Testwinkels

eine, in der Vergangenheit liegende, exzentrische Komponente. Die Testsituation Normal hingegen ist durch das alleinige Kippen des Probanden in den Testwinkel aus einer vertikalen Position durch eine konzentrische Komponente gekennzeichnet. Unter dynamischen Bedingungen ist die exzentrische Kontraktion definiert als eine Muskelkontraktion, bei welcher eine externe Last größer ist als die im Muskel aufgebrachte Spannung. Der Muskel verlängert sich somit während dieser Kontraktionsart (Gollhofer und Müller 2009). Im Gegensatz dazu ist die erzeugte Spannung im Muskel bei der konzentrischen Kontraktion größer als die externe Last, wodurch es zu einer Verkürzung des Muskels kommt (Gollhofer und Müller 2009). Auch unter statisch isometrischen Bedingungen können diese verschiedenen Kontraktionsarten unterschieden werden. Eine isometrisch-exzentrische Kontraktion tritt dann auf, wenn der Muskel aktiviert wird um eine bestimmte Gelenkposition zu halten, während eine externe Kraft eine Muskeldehnung provoziert (Testsituation Hysterese) (Garner et al. 2008). Eine isometrisch-konzentrische Kontraktion besteht, wenn der Muskel die Tendenz zur Verkürzung zeigt, diese aber durch eine Limitation der Gelenkposition nicht zugelassen wird (Testsituation Normal) (Garner et al. 2008). Beide Kontraktionsformen sind also in gewisser Weise Bestandteile der vorliegenden Untersuchung und begründen den inhaltlichen Untersuchungsansatz der Hysterese. So lässt sich vermuten, dass sich trotz Messung im identischen Testwinkel, aufgrund der in der Vergangenheit stattgefundenen unterschiedlichen Muskelkontraktionsarten, abweichende Amplitudenwerte beobachten lassen. Dies wiederum würde bedeuten, dass der Zustand eines Muskels von der Art seiner vorherigen Kontraktion abhängig ist (Hysterese).

Die Auswirkungen der verschiedenen Kontraktionsarten auf die EMG-Amplituden sind unter dynamischen Bedingungen in vielen Studien gut untersucht worden. In der überwiegenden Mehrzahl dieser Studien zeigen sich sowohl bei maximalen als auch bei submaximalen Belastungen für die exzentrische im Vergleich zur konzentrischen Kontraktion niedrigere Amplitudenwerte (Enoka 1996, Grabiner und Owings 2002, Kay et al. 2000, Madeleine et al. 2001, Moritani et al. 1987b). Dieser Umstand wird damit begründet, dass während einer exzentrischen Kontraktion im Vergleich zur Konzentrik ein Teil der resultierenden Kräfte durch passive Kraft im Muskel während der Dehnung erzeugt wird und somit eine geringere neuronale Ansteuerung notwendig ist (Gollhofer und Müller 2009).

Für statisch-isometrische Bedingungen, wie sie in der vorliegenden Untersuchung bestehen, finden sich hingegen so gut wie keine Informationen in der Literatur. Der Autor konnte eine einzige Studie finden, in der dieses Thema aufgegriffen wurde (Garner et al. 2008). Dabei wurde ein OEMG im Bereich des M. soleus während dessen isometrischer Kontraktion bei exzentrisch bzw. konzentrisch applizierten Lasten abgeleitet. Als Ergebnis fanden die Autoren keine Unterschiede in der Ausprägung der Amplitudenwerte für die zwei verschiedenen Kontraktionsformen (Garner et al. 2008).

Die obigen Ausführungen scheinen sich dennoch nur bedingt zur Erklärung der gefundenen Ergebnisse zu eignen: die Amplitudenwerte der vorliegenden Untersuchung zeigen in der überwiegenden Mehrzahl für die Testsituation Hysterese (isometrisch-exzentrische Kontraktion) größere Werte als für die Testsituation Normal (isometrisch-konzentrisch Kontraktion). Dies gilt sowohl für Belastungen in als auch entgegen der HKR. Einzig für den oe lassen sich in der HKR durchgehend kleinere Werte beobachten (siehe Tabelle 8). Diese Resultate stehen im Gegensatz zu Erkenntnissen in der Literatur bezüglich dynamischer Bedingungen.

Die Datenlage für statische Bedingungen scheint nicht ausreichend um letztlich eine valide Aussage zu treffen, zeigt aber teilweise mit den gefundenen Ergebnissen übereinstimmende Beobachtungen. So konnte in der vorliegenden Untersuchung für die Mehrzahl der Muskeln bei Beanspruchung in HKR kein systematischer Unterschied zwischen den beiden Testsituationen nachgewiesen werden, ebenso wie bei Garner et al. Dies deutet darauf hin, dass im Gegensatz zu dynamischen Bedingungen das neuromuskuläre Ansteuerungsverhalten während statischer Situationen nicht durch die Muskelkontraktionsart beeinflusst wird.

Darüber hinaus gibt es weitere Erkenntnisse, welche den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung ähneln. Dies gilt vor allem für die Betrachtung des muskulären Aktivierungsverhaltens entgegen der Hauptkraftrichtung. Für diese zeigt sich fast durchgehend eine erhöhte Ko-Kontraktion während der Testsituation Hysterese. In einer Studie zum Thema „Aufgaben- und altersbezogene Variation der muskulären Stabilität“ verglichen die Autoren u.a. die Muskelaktivität verschiedener Altersgruppen während dynamisch-exzentrisch und -konzentrischen Belastungen mittels OEMG und NEMG (Enoka et al. 1999). Dabei zeigte sich für den M. interosseus dorsalis I (Agonist) während einer exzentrischen Kontraktion eine

erhöhte Aktivität des M. interosseus palmaris II (Antagonist) im Vergleich zur konzentrischen Kontraktion. Dies spricht für eine erhöhte Ko-Kontraktion während exzentrischer Belastungen, genau wie in der vorliegenden Untersuchung beobachtet. Allerdings fand die Untersuchung von Enoka unter dynamischen Bedingungen an Extremitätenmuskeln statt. Die Übertragbarkeit der Resultate auf die vorliegende Untersuchung kann deshalb nicht pauschal erfolgen. Des Weiteren ist die Datenlage des geschilderten Sachverhaltes, der sich nur auf eine Studie bezieht, mit Vorsicht zu bewerten.

Trotz alledem weisen die gefundenen Ergebnisse sowohl unter statischen (vorliegende Untersuchung) als auch unter dynamischen Bedingungen (Enoka et al. 1999) auf eine erhöhte Ko-Kontraktion während exzentrischer Belastungen hin, was auf einen vorher nicht beschriebenen grundlegenden Mechanismus hinweisen könnte. Ob die Kontraktionsart Einfluss auf die Aktivierung antagonistisch wirkender Muskeln hat, sollte somit Gegenstand nachfolgender Untersuchungen darstellen.

Der oe ist der einzige untersuchte Muskel, welcher in HKR eine nicht-erwartete systematische Hysterese aufweist. Warum sich das Verhalten dieses Muskels grundsätzlich unterscheidet kann im Moment nicht beantwortet werden. Als Erklärungsansatz würde von den genannten Sachverhalten am ehesten der Mechanismus der vorher erfahrenen exzentrischen Kontraktion und den sich daraus ergebenden geringeren Amplitudenwerten eignen. Eine relevante Längenänderung, im Sinne einer exzentrischen Kontraktion während der Testsituation Hysterese, würde man aber am ehesten für den ra erwarten, da dieser am weitesten vom Drehpunkt der Wirbelsäule entfernt liegt und außerdem parallel zur Körperlängsachse verläuft. Der ra zeigt jedoch keine systematische, nicht-erwartete Hysterese was diese Erklärung unwahrscheinlich macht. Des Weiteren weist auch der anatomisch-funktionell ähnliche oi keine systematisch niedrigeren Amplitudenwerte auf. Für die Sonderrolle des oe kann daher momentan keine adäquate Erklärung gefunden werden.

6.5.2 Frequenzwerte

Eine Erklärung für das Vorhandensein einer systematischen Hysterese für die Frequenzwerte anhand funktionell-anatomischer Merkmale der einzelnen Muskeln zu finden, scheint ähnlich der Amplitudenwerte nicht sinnvoll. In HKR zeigen, mit

Ausnahme des oi, alle Muskeln eine systematische Hysterese, nach eigener Definition teils mit teils ohne Relevanz. Entgegen der HKR gilt dies nur für den ra, oe sowie es. Diese Befunde weisen nicht auf ein Auftreten des Hysteresephänomens aufgrund ähnlicher funktionell-anatomischer Merkmale hin.

Bemerkenswert ist jedoch das fast durchgängige Auftreten einer systematischen nicht-erwarteten Hysterese (Frequenzwerte für Testsituation Hysterese geringer als für Testsituation Normal) in HKR bei fünf von sechs untersuchten Muskeln.

Dies entspricht nicht den unter Hypothese 1 formulierten Erwartungen. Die betrachteten Medianfrequenzen (MF) des EMG-Frequenz-Leistungsspektrums geben hauptsächlich Auskunft über lokale Ermüdungseffekte (De Luca und Knaflitz 1992) sowie die Rekrutierung von motorischen Einheiten (Solomonow et al. 1990b). Dabei ist die MF direkt proportional zur Leitungsgeschwindigkeit einzelner Muskelfasern (De Luca und Knaflitz 1992). Bei andauernden Muskelkontraktionen, welche zur Ermüdung führen, verringert sich durch biochemische Variationen der Muskelfasermembranen die Fortleitungsgeschwindigkeit der Aktionspotenziale. Des Weiteren kann bei ermüdenden Kontraktionen eine Synchronisation der Feuerrate verschiedener ME im Bereich um 10-40 Hz beobachtet werden (Hägg 1992). Diese beiden Effekte führen zu einer Verringerung der MF bei Ermüdung der Muskulatur. Eine erhöhte Rekrutierung ME hingegen bewirkt eine Erhöhung der Werte der MF (Solomonow et al. 1990b).

Unter Hypothese 1 wurde angenommen, dass bei der Testsituation Hysterese in Anlehnung an das Hennemansche Größenprinzip durch die vorangestellte Beanspruchung der Muskulatur eine Aktivierung großer ME mit schneller Fortleitungsgeschwindigkeit realisiert wird und diese Aktivierung im eigentlichen Testwinkel im Vergleich zur Testsituation Normal noch „nachhängt“. Dies würde sich in höheren Werten der MF für die Testsituation Hysterese widerspiegeln. Dies lässt sich für die Frequenzwerte allerdings nicht nachweisen.

Die Ergebnisse zeigen in HKR fast durchgehend eine nicht-erwartete Hysterese. Die niedrigeren Frequenzwerte für die Testsituation Hysterese legen den Verdacht von lokalen Ermüdungseffekten der Muskeln durch die vorherige 90°-Kippung sowie die nachfolgende Beanspruchung der Muskulatur im eigentlichen Testwinkel nahe. Jedoch müssten solche Ermüdungserscheinungen kompensatorisch durch eine erhöhte Neurekrutierung ME begleitet werden, was wiederum systematisch erhöhte Amplitudenwerte bedingen würde. Die Resultate der Arbeit zeigen jedoch lediglich für

den ico systematisch erhöhte Amplitudenwerte (Tabelle 8). Außerdem müssten sich Ermüdungseffekte vor allem für die Bauchmuskulatur zeigen, da diese durch ihren geringeren Anteil an Typ 1-Muskelfasern (Hagmark und Thorstensson 1979, Johnson et al. 1973) weniger ermüdungsresistent ist als die Rückenmuskulatur. Da beide Umstände nicht zutreffend sind scheint ein Ermüdungseffekt als Erklärung für die gefundenen Ergebnisse unwahrscheinlich.

Die gefundenen Resultate der MF lassen sich ebenfalls analog der Amplitudenwerte in Hinblick auf die verschiedenen Muskelkontraktionsarten interpretieren. Dabei gibt es in der Literatur widersprüchliche Beobachtungen zum Verhalten der MF im Vergleich von exzentrischer (Testsituation Hysterese) und konzentrischer (Testsituation Normal) Kontraktion. Diese beziehen sich jedoch ausschließlich auf dynamische Belastungssituationen. Untersuchungen zu diesem Thema unter statischen Bedingungen finden sich in der Literatur nicht.

In verschiedenen Studien wurde für exzentrische Kontraktionen eine Abnahme der Frequenzwerte im Vergleich zu konzentrischen Kontraktionen identifiziert (Komi et al. 2000, Moritani et al. 1987a, Nakazawa et al. 1993, Linnamo et al. 2003). Als Erklärung für diese Beobachtung wird zum einen eine effektivere Kraftentwicklung bei exzentrischen Kontraktionen und somit eine verringerte Rekrutierung ME und daraus resultierende niedrigere Frequenzwerte angeführt (Moritani et al. 1987a). Zum anderen wurde für eine Verlängerung der Muskelfasern, wie sie während exzentrischer Belastungen vorkommt, eine Verringerung der Leitungsgeschwindigkeit nachgewiesen (Rau et al. 1997). Dies wiederum würde sich ebenfalls in niedrigeren Frequenzwerten äußern (Komi et al. 2000).

Unabhängig von der Ursache lassen sich die gefundenen Ergebnisse der vorliegenden Arbeit gut mit diesen Befunden vereinbaren. Hauptsächlich in HKR aber auch entgegen der HKR, bei welcher ebenfalls für drei Muskeln eine systematische nicht-erwartete Hysterese identifiziert werden konnte, könnte die Kontraktionsart eine Erklärung der Untersuchungsbefunde liefern.

Dabei ist jedoch erneut anzumerken, dass das in der Literatur beobachtete Verhalten der MF unter dynamischen und nicht unter statischen Bedingungen sowie für die Muskulatur des Armes und nicht für die Rumpfmuskulatur untersucht wurde. Dieser Sachverhalt kann jedoch in nachfolgenden Studien aufgegriffen werden. Eine

einfache Übertragung auf die Bedingungen der vorliegenden Untersuchung ist jedoch nicht möglich.

Des Weiteren finden sich auch andere Quellen, die für exzentrische Kontraktionen unveränderte (Christensen et al. 1995) oder sogar erhöhte Frequenzwerte (McHugh et al. 2002) im Vergleich zu konzentrischen Kontraktionen beschreiben. Um das Verhalten der Frequenzwerte zwischen exzentrischer und konzentrischer Beanspruchung endgültig zu charakterisieren ist noch weitere Forschungsarbeit nötig.

Eine abschließende Aussage zur Erklärung der erhobenen Resultate ist aus diesem Grund nicht möglich.

6.6 Hypothese 4: Veränderungen des Koordinationsmusters zwischen den beiden Testsituationen

Analog der Betrachtungsweise der Amplituden- und Frequenzwerte in Kapitel 6.2 und 6.3 soll nun ebenfalls die Beurteilung einer eventuell vorhandenen systematischen Änderung des Koordinationsmusters der einzelnen Muskeln im Vergleich der beiden Testsituationen Normal und Hysterese über die applizierten Belastungssituationen erfolgen.

Ab wann eine solche Systematik besteht, muss erneut mit Hilfe eigener Kriterien definiert werden. Die Muskeln wurden im Ergebnisteil jeweils seitengetrennt für die sechs Testwinkel der Vor- und Rückkipfung analysiert. Da die Analyse der Seitendifferenzen zwischen den Testsituationen Normal und Hysterese in Kapitel 5.6.2 keine systematischen Unterschiede der beiden Körperhälften zeigte, ist eine generelle Betrachtung der Muskeln sinnvoll. Es ergeben sich für jeden Muskel für die Vor- und Rückkipfung jeweils zwölf Testwinkel (z.B. Vorkippung sechs Testwinkel α_r und α_l). In Absprache mit dem erfahrenen Untersuchungsleiter wurde eine bei mehr als der Hälfte der Testwinkel (7 von 12 Testwinkeln) gleichsinnig vorkommende statistisch signifikante Änderung des Anteils an der kumulativen Gesamtamplitude eines Muskels als systematisch eingestuft.

Die Einordnung bezüglich des Vorhandenseins systematischer Änderungen am Anteil der kumulativen Gesamtamplitude kann Tabelle 9 entnommen werden.

Tabelle 9

Systematische Veränderungen des Anteils an der kumulativen Gesamtamplitude (Koordinationsmuster) der einzelnen Muskeln bezüglich der beiden Testsituationen Normal und Hysterese

Muskel	Vorkippung		Rückkippung	
	keine S	S	keine S	S
ra	x		x	
oi		x	x	
oe		x		x*
ico		x		x
es	x			x
mf		x*		x

x = größerer Anteil an kumulativer Gesamtamplitude für Testsituation Hysterese

x* = kleinerer Anteil an kumulativer Gesamtamplitude für Testsituation Hysterese

keine S = keine systematischen Veränderung des Anteils an der kumulativen Gesamtamplitude

S = systematische Veränderung des Anteils an der kumulativen Gesamtamplitude

Systematische Veränderungen am Koordinationsmuster der einzelnen Muskeln können auf zwei verschiedenen Wegen entstehen. Ein höherer Anteil an der kumulativen Gesamtamplitude eines bestimmten Muskels kann zum einen durch einen tatsächlichen Anstieg der Amplitudenwerte dieses Muskels zum anderen jedoch auch durch die Verringerung der Amplitudenwerte anderer Muskeln bedingt sein.

Während der Vorkippung zeigen sich systematisch höhere Anteile am Koordinationsmuster für die Testsituation Hysterese für den oi, den oe sowie den ico. Der Beitrag des mf an der Gesamtamplitude sinkt im Vergleich zur Testsituation Normal ab. Zur Beurteilung dieses Sachverhaltes muss auf Tabelle 8 verwiesen werden. Diese verdeutlicht, dass die Amplitudenwerte des oi (entgegen HKR), des oe (entgegen HKR) und des ico (in HKR) für die Testsituation Hysterese systematisch ansteigen. Für den mf zeigen sich keine systematischen Veränderungen der Amplitudenwerte (in HKR). Dies bedeutet, dass der Anstieg der Werte des oi, oe und ico im Koordinationsmuster tatsächlich durch steigende Amplitudenwerte bedingt ist. Die Amplitudenwerte des mf ändern sich hingegen nicht. Der Abfall der Werte im Koordinationsmuster ist demnach durch die steigenden Werte der drei oben genannten Muskeln zu erklären und nicht durch tatsächlich sinkende Amplitudenwerte des mf. Der ra (gegen HKR) und der es (in HKR) zeigen keine systematischen Veränderungen der Amplitudenwerte während der Vorkippung (Tabelle 8). Sie nehmen somit keinen Einfluss auf Abweichungen im Koordinationsmuster.

Für die Vorkippung gilt also: Eine vorherige Beanspruchung (Testsituation Hysterese) äußert sich in einem höheren Beitrag zur Stabilisierung des Körpers in der

Längsachse vor allem für die Muskeln oi, oe und ico. Im Verhältnis dazu sinkt die Bedeutung des mf an der Kontrolle der posturalen Stabilität.

Bei der Rückkipfung bestehen systematisch höhere Anteile am Koordinationsmuster für alle drei Rückenmuskeln, wohingegen systematisch niedrigere Anteile für den oe nachweisbar sind.

Tabelle 8 verdeutlicht, dass sich die Amplitudenwerte der Rückenmuskeln (entgegen HKR) für die Testsituation Hysterese höher darstellen. Im Gegensatz dazu sinken die Amplitudenwerte des oe (in HKR). Der ra sowie der oi zeigen keine systematischen Unterschiede zwischen den Testsituationen. Dies bedeutet, dass die Vergrößerung der Anteile an der kumulativen Gesamtamplitude der Rückenmuskeln sowohl auf den eigenen Anstieg als auch auf den Abfall der Amplitudenwerte des oe zurückzuführen ist. Selbiges gilt für den oe in umgekehrter Weise.

Für die Rückkipfung kann konstatiert werden: Eine vorherige Beanspruchung (Testsituation Hysterese) äußert sich in einem höheren Beitrag zur Stabilisierung des Körpers in der Längsachse vor allem für die Muskel ico, mf und es. Die Bedeutung des oe für die Kontrolle der posturalen Stabilität nimmt hingegen deutlich ab.

Diese gleichsinnigen Befunde stützen eindeutig den schon in Kapitel 6.5.1 diskutierten Sachverhalt einer erhöhten Ko-Kontraktion nach stattgefundener Belastung. Für die Vorkippung zeigen sich erhöhte Beiträge zur Stabilisierung des Rumpfes für die als Antagonisten wirkenden Muskel oe und oi. Dies gilt ebenso für den ico. Dieser wird in der vorliegenden Untersuchung aus Gründen der Übersicht zwar als Agonist während der Vorkippung betrachtet, kann aber aufgrund seines Kraftangriffswinkels von ca. 90° weder sauber als Agonist noch als Antagonist eingestuft werden. Dieser Umstand schließt eine gewisse antagonistische Funktion keinesfalls aus. Somit könnten auch die Ergebnisse des ico für eine erhöhte Ko-Kontraktion nach vorheriger Belastung sprechen.

Noch eindeutiger scheinen die Befunde für die Rückkipfung. Wie bereits erwähnt zeichnen sich alle Muskeln die als Antagonisten deklariert wurden durch erhöhte Beiträge zur Erhaltung der posturalen Kontrolle aus. Die Anteile der Agonisten bleiben unverändert oder sinken.

Bei der Betrachtung des Koordinationsmusters für die einzelnen applizierten Belastungssituationen fallen vor allem für die kleinen Kippwinkel deutliche Veränderungen zwischen den beiden Testsituationen auf (Abbildung 27). Diese Unterschiede gleichen sich mit steigendem Kippwinkel immer weiter an und es zeigen sich kaum noch merkliche Veränderungen des intermuskulären Zusammenspiels.

Dieser Umstand unterstreicht, dass eine vorherige Beanspruchung der Muskulatur vor allem Auswirkungen auf nachfolgende koordinative Aufgaben bei niedrigem Kraftniveau besitzt. Mit steigender Belastung scheint hingegen die intermuskuläre Koordination einer biomechanisch bedingten und erforderlichen Funktionsspezifität zu unterliegen, welche nicht oder nur geringer durch vorherige Muskelkontraktionen beeinflusst wird.

Für koordinative Aufgaben der Muskulatur auf niedrigem Kraftniveau besteht dem Anschein nach eine größere Variationsbreite des intermuskulären Zusammenspiels, was die Umsetzung bestimmter Aufgaben betrifft, beziehungsweise scheint diese durch verschiedene Umstände, wie z.B. einen bestimmten Ausgangszustand des Muskels leichter beeinflussbar zu sein. Diese Ergebnisse bekräftigen, dass Ursachen für den CURS vor allem im Bereich niedrigerer Beanspruchung gesucht und dabei auf koordinative Defizite geachtet werden sollte.

6.7 Methodenkritik

In der vorliegenden Arbeit erfolgte die Erfassung von OEMG-Daten bestimmter Belastungssituationen mittels CTT Centaur. Dabei stellt sich die Frage nach systematischen Fehlern während der Datenaufnahme und inwieweit die Sicherheit der Lastapplikation mittels CTT Centaur gewährleistet ist.

Voruntersuchungen diesbezüglich zeigen, dass die Lastapplikation mittels CTT Centaur sicher und wiederholbar erfolgt und der intraindividuelle Vergleich von Daten einzelner Probanden für verschiedene Belastungen, vor allem bei Erfassung am gleichen Tag, sehr zuverlässig möglich ist (Brose 2014). Es liegt somit eine gut wiederhol- und standardisierbare Testsituation vor.

Um die Wahrscheinlichkeit für systematische Fehler während der Datenaufnahme zu minimieren wurde die Reihenfolge der applizierten Belastungssituationen für jeden Probanden individuell randomisiert. Dadurch sollte der Einfluss von eventuell

vorhandenen Stufen-, Lern- und Ermüdungseffekten während der ca. halbstündigen Dauer der Gesamtuntersuchung weitestgehend eliminiert werden. Des Weiteren wurde die Wahrscheinlichkeit der Ermüdung der Muskulatur durch das Einhalten ausreichend langer Pausen zwischen den einzelnen Belastungssituationen, durch die nur für wenige Sekunden applizierte Last sowie die Vermeidung einer Maximalkrafttestung so gering wie möglich gehalten. Kompletzt ausschließen lassen sich gewisse Ermüdungs- und Lerneffekte während der Untersuchung nicht, diese sollten jedoch durch die individuelle Randomisierung keine systematische Verfälschung der Daten bedingt haben.

Ebenso können systematische Veränderungen der Daten durch die OEMG-Aufnahme entstehen. Die Probleme des cross-talk und der Verschiebung von Muskeln unter den OEMG-Elektroden während bestimmter v.a. dynamischer Untersuchungssettings wurden in Kapitel 2.3.3 thematisiert. Das Phänomen des cross-talk wurde durch die immer gleiche Armhaltung während der applizierten Belastungssituationen so gering wie möglich gehalten. Die Verschiebung von Muskeln unter den OEMG-Elektroden sollte während der Datenaufnahme keine große Rolle gespielt haben, da es sich um eine rein statische Untersuchung ohne aktive Bewegung der Probanden während der einzelnen OEMG-Messungen handelte. Dieser Umstand sollte außerdem eine weitere Verringerung des cross-talk bedingt haben. Des Weiteren erfolgte die Elektrodenpositionierung durch den erfahrenen Untersuchungsleiter gemäß allgemeingültiger internationaler Standards (Hermens et al. 1999, Ng et al. 1998).

Die beschriebene Vorgehensweise schließt eine gewisse Verfälschung der OEMG-Daten z.B. durch cross-talk nicht aus, diese sollte durch die getroffenen Vorkehrungen allerdings auf das mögliche Minimum reduziert worden sein. Es ist also davon auszugehen, dass während der Untersuchung für die jeweiligen Muskeln repräsentative OEMG-Daten aufgenommen wurden.

Repräsentative Daten bedeuten dabei, dass diese die elektrische Aktivität des vom OEMG erfassten Anteils eines Muskels widerspiegeln, welche nicht zwangsläufig mit der gesamten elektrischen Aktivität des Muskels übereinstimmen muss. Dieser Umstand gilt vor allem für flächige Muskeln wie z.B. den oi.

6.8 Zusammenfassung der Diskussion

Die in der Diskussion präsentierten Systematiken verdeutlichen, dass das Phänomen der Hysterese in verschiedenster Art und Weise zu beobachten ist.

Für die Amplitudenwerte zeigt sich eine systematische erwartete Hysterese vor allem im Bereich kleinerer Kippwinkel bzw. wenn die Muskeln eine antagonistische Funktion einnehmen (Ko-Kontraktion). Dies entspricht teilweise den in Hypothese 1 und 2 geäußerten Annahmen. Eventuelle Erklärungen der gefundenen Resultate stellen das neuromuskuläre Ansteuerungsverhalten nach dem Hennemanschen Prinzip, der Mechanismus der RFD und für die gefundene erhöhte Ko-Kontraktion die unterschiedlichen Arten der Muskelkontraktion (isometrisch-exzentrisch vs. isometrisch-konzentrisch) zwischen den beiden Testsituationen dar.

Für die Frequenzwerte konnte in HKR als auch teilweise entgegen der HKR eine systematische nicht-erwartete Hysterese identifiziert werden. Dies widerspricht den in Hypothese 1 und 2 postulierten Vermutungen und ist am ehesten auf die konzentrische Komponente der Testsituation Hysterese und einer damit verbundenen verringerten Rekrutierung ME zurück zuführen.

Die Hypothese 3 kann bestätigt werden. Sowohl die Unterschiede der Amplituden- als auch der Frequenzwerte zwischen den beiden Testsituationen verringern sich mit steigender Beanspruchung der Muskulatur. Für die Amplitudenwerte lässt sich dabei im Vergleich mit den Frequenzwerten eine deutlich größere Ausprägung der Unterschiede zwischen den beiden Testsituationen vor allem im Bereich kleinerer Kippwinkel feststellen.

Des Weiteren bestehen zwischen den beiden Testsituationen Veränderungen im Koordinationsmuster der Amplitudenwerte (Hypothese 4). Im intermuskulären Zusammenspiel zeigt sich eine vergrößerte Bedeutung der antagonistisch wirkenden Muskeln bei teilweise verringerter Wirkung der Agonisten nach vorheriger Belastung.

6.9 Klinische Relevanz/Ausblick

Zur Stabilisierung des Rumpfes bei Lasteinwirkung ist ein fein abgestimmtes Zusammenwirken der gesamten Rumpfmuskulatur notwendig. Dazu tragen sowohl Agonisten, welche die Kraft generierende Komponente darstellen, als auch Antagonisten, die eine Stabilisierungsfunktion erfüllen, bei.

Vermutete Ursachen für die Entstehung und Progredienz des CURS stellen vor allem Defizite der Rumpfmuskulatur im Kraft-Ausdauer-Bereich sowie Störungen der

Rumpfmuskelkoordination dar. In der vorliegenden Untersuchung wurde die Rumpfmuskulatur auf das Auftreten einer systematischen Hysterese nach Variation der Ausgangsbedingungen mittels OEMG untersucht. Dabei erfolgte die Erhebung normativer Daten aus einem gesunden Probandenkollektiv. Die gefundenen Ergebnisse sollten also eine physiologische Reaktionsweise der Muskulatur aufzeigen. Vor allem die Resultate der Amplitudenwerte und Koordinationsmuster weisen auf eine physiologisch vorhandene erhöhte Ko-Kontraktion und somit eine steigende Bedeutung der antagonistisch wirkenden Muskulatur zur Stabilisierung des Rumpfes nach vorheriger Belastung hin.

Es wäre sinnvoll, die vorliegende Untersuchung an Probanden mit CURS durchzuführen, um eventuelle Abweichungen in der Hysteresecharakteristik von der „Norm“ zu detektieren. So könnte eine verringerte Hysteresecharakteristik der Antagonisten auf einen verminderten Stabilitätsstatus des Rumpfes nach vorheriger Belastung hindeuten und einen weiteren Ansatzpunkt bei der Erklärung zur Entstehung bzw. Manifestation des CURS bieten.

Dies wiederum könnte dazu beitragen eine Diagnosestrecke zur Detektion von Koordinationsstörungen der Rumpfmuskulatur, welche den CURS verursachen, zu etablieren, um diese Koordinationsstörungen schon vor dem Auftreten von Rückenschmerzen zu erkennen und präventiv tätig zu werden.

Eine effektive Prävention des CURS wäre sowohl aus der Sicht des Patienten als auch aus volkswirtschaftlicher Betrachtungsweise ein großer Schritt zur Eindämmung dieser Volkskrankheit.

7 Schlussfolgerung

Chronisch unspezifische Rückenschmerzen zählen zu den größten Gesundheitsproblemen Deutschlands, da neben einem hohen individuellen Leidensdruck durch langwierige Diagnostik und Therapie auch eine enorme volkswirtschaftliche Belastung besteht.

Ziel der vorliegenden Untersuchung war die Identifikation etwaiger Hysteresephänomene, im Speziellen die Abhängigkeit der OEMG-Parameter relevanter Rumpfmuskeln von einer variierenden vorangegangenen Belastungssituation.

Die gefundenen Resultate zeigen keine generellen Geschlechtsunterschiede.

Grundsätzlich weisen die erhobenen EMG-Parameter, mit Ausnahme des oe, überwiegend größere Amplitudenwerte nach vorheriger Belastung (Testsituation Hysterese) auf.

Nehmen die Muskeln dabei eine agonistische, also eine kraftgenerierende Funktion ein zeigt sich ein Hysteresphänomen vor allem im Bereich niedriger muskulärer Beanspruchung. Aber auch bei antagonistisch-stabilisierenden Aufgaben der Rumpfmuskulatur besteht eine deutliche Beeinflussung der Amplitudenwerte durch die vorangegangene variierende Belastungssituation. Auch die Werte der Koordinationsmuster zeigen eine Abhängigkeit von einer vorangehenden Beanspruchung, insbesondere bei geringer Belastung.

Dies wiederum verdeutlicht, dass die Muskulatur im besonderen Maß während koordinativer Aufgaben durch ihren vorherigen Zustand beeinflusst wird. Das stimmt mit Befunden überein, die besagen, dass Pathologien bzw. Ursachen bzgl. des CURS vor allem im koordinativen Bereich zu suchen sind. Mit steigender Beanspruchung hingegen wird diese Beeinflussbarkeit immer geringer und weicht einer biomechanisch bedingten und erforderlichen Funktionsspezifität.

Des Weiteren verdeutlicht die identifizierte erhöhte Ko-Kontraktion und der steigende Einfluss antagonistisch wirkender Muskeln im Koordinationsmuster, dass die Rumpfmuskulatur nach stattgehabter Belastung einen biomechanisch nicht notwendigen erhöhten „Stabilitätsstatus“ beibehält. Dieser könnte eine Art Schutzmechanismus bei z.B. erneuter Krafteinwirkung darstellen.

Dieser Mechanismus sollte in weiterführenden Studien an Patienten mit CURS untersucht werden, da eine verminderte Ko-Kontraktion nach Belastung eine

vorstellbare Erklärung für eine leichtere Beeinflussung der Rumpfmuskelkoordination z.B. auch durch äußeren Faktoren und somit der Entstehung von chronisch unspezifischen Rückenschmerzen bietet.

Im Gegensatz zu den Amplituden, welche überwiegend größere Werte nach vorheriger Beanspruchung zeigen, können für die Frequenzparameter fast ausschließlich niedrigere Werte nach vorangegangener Kontraktion beobachtet werden.

Dies lässt vermuten, dass während statischer Belastungssituationen aufgrund von, in der Vergangenheit erfolgten, unterschiedlichen Arten der Muskelkontraktion eine veränderte Rekrutierung motorischer Einheiten stattfindet.

Die Literatur dazu bietet für die Betrachtung unter dynamischen Bedingungen kontroverse und für statische Bedingungen gar keine Untersuchungsbefunde. Die Resultate dieser Arbeit können deshalb als Baustein zur weiteren Aufklärung dieser Fragestellung beitragen.

Die in der vorliegenden Untersuchung identifizierten Hysteresephänomene, sowohl für die Amplituden- als auch für die Frequenzwerte, stammen aus den Daten eines gesunden Probandenkollektivs und dienen der Etablierung normativer Referenzwerte. Weiterführende Studien können in Zukunft diesbezüglich veränderte Muster der Rumpfmuskelkoordination bei CURS-Patienten aufdecken und somit helfen, effektive diagnostische, therapeutische und präventive Maßnahmen zur Eindämmung des Krankheitsbildes des chronisch unspezifischen Rückenschmerzes zu etablieren.

8 Literaturverzeichnis

- Abbott BC, Aubert XM. 1952. The force exerted by active striated muscle during and after change of length. *J Physiol*, 117 (1):77-86.
- Allison GT. 2003. Trunk muscle onset detection technique for EMG signals with ECG artefact. *J Electromyogr Kinesiol*, 13 (3):209-216.
- Anders C, Brose G, Hofmann GO, Scholle HC. 2007a. Gender specific activation patterns of trunk muscles during whole body tilt. *Eur J Appl Physiol*, 101 (2):195-205.
- Anders C, Brose G, Hofmann GO, Scholle HC. 2008. Evaluation of the EMG-force relationship of trunk muscles during whole body tilt. *J Biomech*, 41 (2):333-339.
- Anders C, Schumann NP, Scholle HC, Witte H, Zwiener U. 1991. [Quantification of artefacts in surface EMG by validating the lower frequency limit in clinico-physiologic studies]. *EEG EMG Z Elektroenzephalogr Elektromyogr Verwandte Geb*, 22 (1):40-44.
- Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Scholle HC. 2009. Healthy humans use sex-specific co-ordination patterns of trunk muscles during gait. *Eur J Appl Physiol*, 105 (4):585-594.
- Anders C, Scholle HC, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A. 2005. Trunk muscle co-ordination during gait: relationship between muscle function and acute low back pain. *Pathophysiology*, 12 (4):243-247.
- Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A, Scholle HC. 2007b. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *J Electromyogr Kinesiol*, 17 (2):245-252.
- Aumüller G, Aust G, Doll A, Engele J, Kirsch J, Mense S, Reißig D, Salvetter J, Schmidt W, Schmitz F, Schulte E, Spaniel-Borowski K, Wolff W, Wurzinger LJ, Zilich HG. 2007. *Duale Reihe-Anatomie*. Erste Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Bachofen H. 1968. Lung tissue resistance and pulmonary hysteresis. *J Appl Physiol*, 24 (3):296-301.
- Basmajian J, De Luca C. 1985. *Muscles Alive*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Becker A, Niebling W, Chenot J-F, Kochen M. 2003. *DEGAM-Leitlinie Nr. 3-Kreuzschmerzen* Düsseldorf: omikron publishing.
- Bergmark A. 1989. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand Suppl*, 230:1-54.
- Blum DE. 1998. Computer-based electroencephalography: technical basics, basis for new applications, and potential pitfalls. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 106 (2):118-126.
- Brose G. 2014. *EMG-Evaluation der Funktion der Rumpfmuskulatur unter isometrischen Belastungen an gesunden Probanden [Dissertation]*. Jena: Friedrich-Schiller-Universität Jena.
- Brown IE, Loeb GE. 2000. Measured and modeled properties of mammalian skeletal muscle: III. the effects of stimulus frequency on stretch-induced force enhancement and shortening-induced force depression. *J Muscle Res Cell Motil*, 21 (1):21-31.
- Brown JM, Wickham JB, McAndrew DJ, Huang XF. 2007. Muscles within muscles: Coordination of 19 muscle segments within three shoulder muscles during isometric motor tasks. *J Electromyogr Kinesiol*, 17 (1):57-73.

- Cholewicki J, McGill SM. 1996. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 11 (1):1-15.
- Christensen H, Sogaard K, Jensen BR, Finsen L, Sjogaard G. 1995. Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions. *J Electromyogr Kinesiol*, 5 (1):27-36.
- Comerford MJ, Mottram SL. 2001. Movement and stability dysfunction--contemporary developments. *Man Ther*, 6 (1):15-26.
- Cram J. 1991. *Clinical EMG for Surface Recordings: Volume 2*. Nevada City: Clinical Resources.
- Danneels LA, Coorevits PL, Cools AM, Vanderstraeten GG, Cambier DC, Witvrouw EE, De CH. 2002. Differences in electromyographic activity in the multifidus muscle and the iliocostalis lumborum between healthy subjects and patients with sub-acute and chronic low back pain. *Eur Spine J*, 11 (1):13-19.
- De Luca CJ. 1993. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle Nerve*, 16 (2):210-216.
- De Luca CJ. 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*, 13 (2):135-163.
- De Luca CJ, Knaflitz M. 1992. *Surface Electromyography: What's New?* Turin: GLUT.
- Dimitrova NA, Dimitrov GV. 2003. Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *J Electromyogr Kinesiol*, 13 (1):13-36.
- Doorenbosch CA, Joosten A, Harlaar J. 2005. Calibration of EMG to force for knee muscles is applicable with submaximal voluntary contractions. *J Electromyogr Kinesiol*, 15 (4):429-435.
- Drake JD, Callaghan JP. 2006. Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals: An evaluation of currently used removal techniques. *J Electromyogr Kinesiol*, 16 (2):175-187.
- Dubo HI, Peat M, Winter DA, Quanbury AO, Hobson DA, Steinke T, Reimer G. 1976. Electromyographic temporal analysis of gait: normal human locomotion. *Arch Phys Med Rehabil*, 57 (9):415-420.
- Enoka RM. 1996. Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *J Appl Physiol* (1985), 81 (6):2339-2346.
- Enoka RM, Burnett RA, Graves AE, Kornatz KW, Laidlaw DH. 1999. Task- and age-dependent variations in steadiness. *Prog Brain Res*, 123:389-395.
- Farina D, Merletti R, Indino B, Graven-Nielsen T. 2004. Surface EMG crosstalk evaluated from experimental recordings and simulated signals. Reflections on crosstalk interpretation, quantification and reduction. *Methods Inf Med*, 43 (1):30-35.
- Farina D, Merletti R, Indino B, Nazzaro M, Pozzo M. 2002. Surface EMG crosstalk between knee extensor muscles: experimental and model results. *Muscle Nerve*, 26 (5):681-695.
- Fuglevand AJ, Winter DA, Patla AE, Stashuk D. 1992. Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: influence of electrode size and spacing. *Biol Cybern*, 67 (2):143-153.
- Garner JC, Blackburn T, Weimar W, Campbell B. 2008. Comparison of electromyographic activity during eccentrically versus concentrically loaded isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol*, 18 (3):466-471.
- Geisser ME, Ranavaya M, Haig AJ, Roth RS, Zucker R, Ambroz C, Caruso M. 2005. A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls. *J Pain*, 6 (11):711-726.

- Gobel H. 2001. [Epidemiology and costs of chronic pain syndromes exemplified by specific and unspecific low back pain]. *Schmerz*, 15 (2):92-98.
- Gollhofer A, Müller E, Hrsg. 2009. *Handbuch Sportbiomechanik*. Erste Aufl. Schorndorf: Hofmann- Verlag.
- Grabiner MD, Owings TM. 2002. EMG differences between concentric and eccentric maximum voluntary contractions are evident prior to movement onset. *Exp Brain Res*, 145 (4):505-511.
- Granata KP, Wilson SE. 2001. Trunk posture and spinal stability. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16 (8):650-659.
- Granata KP, Orishimo KF. 2001. Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. *J Biomech*, 34 (9):1117-1123.
- Granata KP, Lee PE, Franklin TC. 2005. Co-contraction recruitment and spinal load during isometric trunk flexion and extension. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20 (10):1029-1037.
- Guimaraes AC, Herzog W, Allinger TL, Zhang YT. 1995. The EMG-force relationship of the cat soleus muscle and its association with contractile conditions during locomotion. *J Exp Biol*, 198 (Pt 4):975-987.
- Hägg GM. 1992. Interpretation of EMG spectral alterations and alteration indexes at sustained contraction. *J Appl Physiol* (1985), 73 (4):1211-1217.
- Haggmark T, Thorstensson A. 1979. Fibre types in human abdominal muscles. *Acta Physiol Scand*, 107 (4):319-325.
- Hartvigsen J, Bakketeig LS, Leboeuf-Yde C, Engberg M, Lauritzen T. 2001. The association between physical workload and low back pain clouded by the "healthy worker" effect: population-based cross-sectional and 5-year prospective questionnaire study. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26 (16):1788-1792; discussion 1792-1783.
- Henneman E, Somjen G, Carpenter DO. 1965. Functional Significance of Cell Size in Spinal Motoneurons. *J Neurophysiol*, 28:560-580.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, 10 (5):361-374.
- Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman DF, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg G. 1999. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, results of the SENIAM project. Enschede: Roessingh Research and Development b.v.
- Herzog W, Leonard TR. 1997. Depression of cat soleus-forces following isokinetic shortening. *J Biomech*, 30 (9):865-872.
- Herzog W, Leonard TR, Wu JZ. 1998. Force depression following skeletal muscle shortening is long lasting. *J Biomech*, 31 (12):1163-1168.
- Herzog W, Lee EJ, Rassier DE. 2006. Residual force enhancement in skeletal muscle. *J Physiol*, 574 (Pt 3):635-642.
- Hestbaek L, Leboeuf-Yde C, Manniche C. 2003. Low back pain: what is the long-term course? A review of studies of general patient populations. *Eur Spine J*, 12 (2):149-165.
- Hides JA, Richardson CA, Jull GA. 1996. Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 21 (23):2763-2769.
- Hides JA, Jull GA, Richardson CA. 2001. Long-term effects of specific stabilizing exercises for first-episode low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26 (11):E243-248.

- Hides JA, Stokes MJ, Saide M, Jull GA, Cooper DH. 1994. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 19 (2):165-172.
- Hodges PW, Richardson CA. 1996. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 21 (22):2640-2650.
- Hodges PW, Richardson CA. 1998. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *J Spinal Disord*, 11 (1):46-56.
- Hodges PW, Richardson CA. 1999. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Arch Phys Med Rehabil*, 80 (9):1005-1012.
- Johnson MA, Polgar J, Weightman D, Appleton D. 1973. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *J Neurol Sci*, 18 (1):111-129.
- Jorgensen K, Nicholaisen T, Kato M. 1993. Muscle fiber distribution, capillary density, and enzymatic activities in the lumbar paravertebral muscles of young men. Significance for isometric endurance. *Spine (Phila Pa 1976)*, 18 (11):1439-1450.
- Joseph J. 1968. EMG studies of gait in man. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 25 (4):394.
- Kamavuako EN, Rosenvang JC. 2012. Hysteresis in the electromyography-force relationship: toward an optimal model for the estimation of force. *Muscle Nerve*, 46 (5):755-758.
- Kankaanpää M, Taimela S, Laaksonen D, Hanninen O, Airaksinen O. 1998. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch Phys Med Rehabil*, 79 (4):412-417.
- Kay D, St Clair Gibson A, Mitchell MJ, Lambert MI, Noakes TD. 2000. Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol*, 10 (6):425-431.
- Kleine BU, Stegeman DF, Mund D, Anders C. 2001. Influence of motoneuron firing synchronization on SEMG characteristics in dependence of electrode position. *J Appl Physiol* (1985), 91 (4):1588-1599.
- Klinke R, Pape H-C, Silbernagl S, Hrsg. 2005. *Physiologie*. Fünfte Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Komi PV, Linnamo V, Silventoinen P, Sillanpää M. 2000. Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions. *Med Sci Sports Exerc*, 32 (10):1757-1762.
- Konrad P. 2005. *EMG-Fibel – Eine praktische Einführung in die kinesiologische Elektromyographie*. Version 1.0. Noraxon INC. USA.
- Kostyukov AI. 1998. Muscle hysteresis and movement control: a theoretical study. *Neuroscience*, 83 (1):303-320.
- Krause N, Ragland DR, Fisher JM, Syme SL. 1998. Psychosocial job factors, physical workload, and incidence of work-related spinal injury: a 5-year prospective study of urban transit operators. *Spine (Phila Pa 1976)*, 23 (23):2507-2516.
- Lawrence JH, De Luca CJ. 1983. Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*, 54 (6):1653-1659.

- Lee HD, Herzog W. 2003. Force depression following muscle shortening of voluntarily activated and electrically stimulated human adductor pollicis. *J Physiol*, 551 (Pt 3):993-1003.
- Lee PJ, Rogers EL, Granata KP. 2006. Active trunk stiffness increases with co-contraction. *J Electromyogr Kinesiol*, 16 (1):51-57.
- Linnamo V, Moritani T, Nicol C, Komi PV. 2003. Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels. *J Electromyogr Kinesiol*, 13 (1):93-101.
- Luttmann A, Jager M, Sokeland J, Laurig W. 1996. Electromyographical study on surgeons in urology. II. Determination of muscular fatigue. *Ergonomics*, 39 (2):298-313.
- Lynn PA, Bettles ND, Hughes AD, Johnson SW. 1978. Influences of electrode geometry on bipolar recordings of the surface electromyogram. *Med Biol Eng Comput*, 16 (6):651-660.
- Madeleine P, Bajaj P, Sogaard K, Arendt-Nielsen L. 2001. Mechanomyography and electromyography force relationships during concentric, isometric and eccentric contractions. *J Electromyogr Kinesiol*, 11 (2):113-121.
- Mannion AF. 1999. Fibre type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*, 9 (6):363-377.
- Marshall P, Murphy B. 2003. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. *J Electromyogr Kinesiol*, 13 (5):477-489.
- McFadden KD, Bagnall KM, Mahon M, Ford D. 1984. Histochemical fiber composition of lumbar back muscles in the rabbit. *Acta Anat (Basel)*, 120 (3):146-150.
- McGill KC. 2004. Surface electromyogram signal modelling. *Med Biol Eng Comput*, 42 (4):446-454.
- McHugh MP, Tyler TF, Greenberg SC, Gleim GW. 2002. Differences in activation patterns between eccentric and concentric quadriceps contractions. *J Sports Sci*, 20 (2):83-91.
- Moritani T, Muramatsu S, Muro M. 1987a. Activity of motor units during concentric and eccentric contractions. *Am J Phys Med*, 66 (6):338-350.
- Moritani T, Muramatsu S, Muro M. 1987b. Activity of motor units during concentric and eccentric contractions. *Am J Phys Med*, 66 (6):338-350.
- Nakazawa K, Kawakami Y, Fukunaga T, Yano H, Miyashita M. 1993. Differences in activation patterns in elbow flexor muscles during isometric, concentric and eccentric contractions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 66 (3):214-220.
- Ng JK, Kippers V, Richardson CA. 1998. Muscle fibre orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 38 (1):51-58.
- Notter RH, Taubold R, Mavis RD. 1982. Hysteresis in Saturated Phospholipid Films and Its Potential Relevance for Lung Surfactant Function In vivo. *Experimental Lung Research*, 3 (2):109-127.
- Oskouei AE, Herzog W. 2005. Observations on force enhancement in submaximal voluntary contractions of human adductor pollicis muscle. *J Appl Physiol* (1985), 98 (6):2087-2095.
- Oskouei AE, Herzog W. 2006a. Force enhancement at different levels of voluntary contraction in human adductor pollicis. *Eur J Appl Physiol*, 97 (3):280-287.
- Oskouei AE, Herzog W. 2006b. The dependence of force enhancement on activation in human adductor pollicis. *Eur J Appl Physiol*, 98 (1):22-29.

- Panjabi MM. 1992a. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord*, 5 (4):390-396; discussion 397.
- Panjabi MM. 1992b. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*, 5 (4):383-389; discussion 397.
- Panjabi MM. 2003. Clinical spinal instability and low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*, 13 (4):371-379.
- Paterson BA, Anikin IM, Krans JL. 2010. Hysteresis in the production of force by larval Dipteran muscle. *J Exp Biol*, 213 (Pt 14):2483-2493.
- Pfingsten M. 2004. [Fear avoidance beliefs in patients with back pain. Psychometric properties of the German version of the FABQ]. *Schmerz*, 18 (1):17-27.
- Pfingsten M, Schops P. 2004. [Low back pain: from symptom to chronic disease]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 142 (2):146-152.
- Pinniger GJ, Cresswell AG. 2007. Residual force enhancement after lengthening is present during submaximal plantar flexion and dorsiflexion actions in humans. *J Appl Physiol* (1985), 102 (1):18-25.
- Polatin PB, Kinney RK, Gatchel RJ, Lillo E, Mayer TG. 1993. Psychiatric illness and chronic low-back pain. The mind and the spine--which goes first? *Spine (Phila Pa 1976)*, 18 (1):66-71.
- Politti JC, Felice CJ, Valentinuzzi ME. 2003. Arm EMG during abduction and adduction: hysteresis cycle. *Med Eng Phys*, 25 (4):317-320.
- Potvin JR, O'Brien PR. 1998. Trunk muscle co-contraction increases during fatiguing, isometric, lateral bend exertions. Possible implications for spine stability. *Spine*, 23 (7):774-780.
- Preece AW, Wimalaratna HS, Green JL, Churchill E, Morgan HM. 1994. Non-invasive quantitative EMG. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 34 (2):81-86.
- Raspe H. 2012. Rückenschmerzen. Gesundheitsberichterstattung des Bundes Berlin: Robert Koch- Institut.
- Rassier DE. 2007. Stretching human muscles makes them stronger. *J Appl Physiol* (1985), 102 (1):5-6.
- Rau G, Disselhorst-Klug C, Silny J. 1997. Noninvasive approach to motor unit characterization: muscle structure, membrane dynamics and neuronal control. *J Biomech*, 30 (5):441-446.
- Ridgway EB, Gordon AM, Martyn DA. 1983. Hysteresis in the force-calcium relation in muscle. *Science*, 219 (4588):1075-1077.
- Rush AJ, Polatin P, Gatchel RJ. 2000. Depression and chronic low back pain: establishing priorities in treatment. *Spine (Phila Pa 1976)*, 25 (20):2566-2571.
- Schmidt CO, Raspe H, Pfingsten M, Hasenbring M, Basler HD, Eich W, Kohlmann T. 2007. Back pain in the German adult population: prevalence, severity, and sociodemographic correlates in a multiregional survey. *Spine (Phila Pa 1976)*, 32 (18):2005-2011.
- Schünke M, Schulte E, Schumacher U. 2007. Prometheus-Lernatlas der Anatomie, Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Zweite Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Seiberl W, Hahn D, Herzog W, Schwirtz A. 2012. Feedback controlled force enhancement and activation reduction of voluntarily activated quadriceps femoris during sub-maximal muscle action. *J Electromyogr Kinesiol*, 22 (1):117-123.
- Solomonow M, Baratta R, Shoji H, D'Ambrosia R. 1990a. The EMG-force relationships of skeletal muscle; dependence on contraction rate, and motor units control strategy. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 30 (3):141-152.

- Solomonow M, Baten C, Smit J, Baratta R, Hermens H, D'Ambrosia R, Shoji H. 1990b. Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. *J Appl Physiol* (1985), 68 (3):1177-1185.
- Steiniger B. 2013. Untersuchungen zur intra- und intermuskulären Koordination ausgewählter Rumpfmuskeln bei variierenden Kraftangriffswinkeln [Master]. Ernst- Abbe- Fachhochschule Jena.
- Stokes IA, Rush S, Moffroid M, Johnson GB, Haugh LD. 1987. Trunk extensor EMG-torque relationship. *Spine (Phila Pa 1976)*, 12 (8):770-776.
- Taimela S, Kankaanpää M, Luoto S. 1999. The effect of lumbar fatigue on the ability to sense a change in lumbar position. A controlled study. *Spine (Phila Pa 1976)*, 24 (13):1322-1327.
- Tal'nov AN, Cherkassky VL, Kostyukov AI. 1997. Movement-related and steady-state electromyographic activity of human elbow flexors in slow transition movements between two equilibrium states. *Neuroscience*, 79 (3):923-933.
- Thomas E, Silman AJ, Croft PR, Papageorgiou AC, Jayson MI, Macfarlane GJ. 1999. Predicting who develops chronic low back pain in primary care: a prospective study. *BMJ*, 318 (7199):1662-1667.
- Trnkoczy A. 1974. Static hysteresis loop of electrically stimulated muscles. *Med Biol Eng*, 12 (2):182-187.
- van Dieën JH, Cholewicki J, Radebold A. 2003. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine*, 28 (8):834-841.
- Van Nieuwenhuysse A, Somville PR, Crombez G, Burdorf A, Verbeke G, Johannik K, Van den Bergh O, Masschelein R, Mairiaux P, Moens GF, BelCoBack Study G. 2006. The role of physical workload and pain related fear in the development of low back pain in young workers: evidence from the BelCoBack Study; results after one year of follow up. *Occup Environ Med*, 63 (1):45-52.
- van Tulder MW, Koes B, Malmivaara A. 2006. Outcome of non-invasive treatment modalities on back pain: an evidence-based review. *Eur Spine J*, 15 Suppl 1:S64-81.
- van Tulder MW, Assendelft WJ, Koes BW, Bouter LM. 1997. Spinal radiographic findings and nonspecific low back pain. A systematic review of observational studies. *Spine (Phila Pa 1976)*, 22 (4):427-434.
- Walcott S, Sun SX. 2009. Hysteresis in cross-bridge models of muscle. *Phys Chem Chem Phys*, 11 (24):4871-4881.
- Wenig CM, Schmidt CO, Kohlmann T, Schweikert B. 2009. Costs of back pain in Germany. *Eur J Pain*, 13 (3):280-286.
- Wermke M, Kunkel-Razum K, Scholze-Stubenrecht W, Hrsg. 2004. DUDEN-Die deutsche Rechtschreibung, Band 1. 23. Aufl. Mannheim: Dudenverlag.

9 Anhang

9.1 Untersuchungsprotokoll

Protokoll: Hysterese Rumpfmuskeln

Name: _____ interner Code: ____

geb: _____ Datum: _____

AD 2000/s

Bipolar: gain 1000, Messung mit ToM

Muskel/Kanalbelegung	Lokalisation
Rectus abdominis: li 1 (1), re 7 (9)	caudale Elektrode Höhe Nabel, 4cm von Mitte, vertikal
Obliquus internus: li 2 (2), re 8 (10)	medial Inguinalfalte, Höhe SIAS, horizontal
Obliquus externus: li 3 (3), re 9 (11)	Unterhalb tiefster Punkt Rippenbogen, auf Linie von dort zu kontralateralem Tuberculum pubicum, direkt an Rippenbogen
Iliocostalis li 4 (4), re 10 (12)	Höhe L2, medial d. Linie SIPS-Unterkante Rippenbogen
Multifidus: li 5 (5), re 11 (13)	Höhe L5, 1cm medial der Linie SIPS – L1/L2 Zwischenraum
Erector longissimus: li 6 (6), re 12 (14)	Höhe L1 2Finger lateral des Proc. spinosus auf Muskelbauch, nach kranial
EKG li 13 (8)	direkt in Herzachse, mit Erde

Messzeit für jegliche Referenz immer ca. 20 s

Referenz 1: Stehen in Ruhe, Arme normal n ____ . mes

Referenz 2: Stehen in Ruhe, Arme Arbeitshaltung n ____ . mes
(Arbeitshaltung: Arme verschränkt vor der Brust, rechts zuerst)

Test: Centaur

Referenz 5: Stehen im Gerät, Arme normal n ____ . mes

Referenz 6: Stehen im Gerät, Arbeitshaltung n ____ . mes

Für Messungen im Gerät: Arme vor der Brust gekreuzt, rechts zuerst

Messzeit für Maximalwert immer ca. 5 s, ansonsten immer ca. 8 s:

Vorkippung 90° n _ _ _ _ . mes

Rückkippung 90° n _ _ _ _ . mes

Kipprichtung: Vorkippung/Rückkippung V/R Winkel: 5°, 10°, 20°, 30°, 45°, 60°

Kipprichtung: _ Winkel: _ Hysterese?: _ n _ _ _ _ . mes

Kipprichtung: _ Winkel: _ Hysterese?: _ n _ _ _ _ . mes

Kipprichtung: _ Winkel: _ Hysterese?: _ n _ _ _ _ . mes

Kipprichtung: _ Winkel: _ Hysterese?: _ n _ _ _ _ . mes

Kipprichtung: _ Winkel: _ Hysterese?: _ n _ _ _ _ . mes

Kipprichtung: _ Winkel: _ Hysterese?: _ n _ _ _ _ . mes

Kipprichtung: _ Winkel: _ Hysterese?: _ n _ _ _ _ . mes

Kipprichtung: _ Winkel: _ Hysterese?: _ n _ _ _ _ . mes

Kipprichtung: _ Winkel: _ Hysterese?: _ n _ _ _ _ . mes

Kipprichtung: _ Winkel: _ Hysterese?: _ n _ _ _ _ . mes

Kipprichtung: _ Winkel: _ Hysterese?: _ n _ _ _ _ . mes

Kipprichtung: _ Winkel: _ Hysterese?: _ n _ _ _ _ . mes

Kipprichtung: __	Winkel: __	Hysterese?: __	n __ __ __ __ __ . mes
Kipprichtung: __	Winkel: __	Hysterese?: __	n __ __ __ __ __ . mes
Kipprichtung: __	Winkel: __	Hysterese?: __	n __ __ __ __ __ . mes
Kipprichtung: __	Winkel: __	Hysterese?: __	n __ __ __ __ __ . mes
Kipprichtung: __	Winkel: __	Hysterese?: __	n __ __ __ __ __ . mes
Kipprichtung: __	Winkel: __	Hysterese?: __	n __ __ __ __ __ . mes
Kipprichtung: __	Winkel: __	Hysterese?: __	n __ __ __ __ __ . mes
Kipprichtung: __	Winkel: __	Hysterese?: __	n __ __ __ __ __ . mes
Kipprichtung: __	Winkel: __	Hysterese?: __	n __ __ __ __ __ . mes
Kipprichtung: __	Winkel: __	Hysterese?: __	n __ __ __ __ __ . mes
Kipprichtung: __	Winkel: __	Hysterese?: __	n __ __ __ __ __ . mes

Vermessungsdaten Proband

Körpergröße: _____ cm
Probandenangabe auf 1 cm genau

Körpergewicht: _____ kg
Probandenangabe auf 1 kg genau

Schulterbreite: _____ cm
mit Beckenzirkel, auf 0,5 cm genau: Außenkanten Acromion

Taillenbreite: _____ cm
mit Beckenzirkel, auf 0,5 cm genau: schmalste Stelle, mgl. Höhe Nabel

Beckenbreite: _____ cm
mit Beckenzirkel, auf 0,5 cm genau: Beckenkamm

Schulterumfang: _____ cm
mit Maßband, auf 0,5 cm genau: Höhe Muskelbauch Deltoideus

Taillenumfang: _____ cm
mit Maßband, auf 0,5 cm genau: schmalste Stelle, mgl. Höhe Nabel

Beckenumfang: _____ cm
mit Maßband, auf 0,5 cm genau: Höhe Beckenkamm

bei Frauen:

BH-Größe: _____ UB-Umfang: _____ cm Körbchen: _____
Probandenangabe

Hautfalten

Triceps: _____ mm
UA 90°, senkrecht Mitte OA

Biceps: _____ mm
UA 90°, senkrecht Mitte OA

Subscapular: _____ mm
Entlang Scapula, 1cm unterhalb unterer Rand, diagonal

Suprailiacal: _____ mm
Direkt über Beckenkamm, Mittaxillarlinie, senkrecht

9.2 Danksagung

Ich möchte mich in erster Linie und in besonderem Maße bei meinem Doktorvater und Betreuer PD Dr. Christoph Anders bedanken. Ohne Ihre Hilfe wäre die Erstellung dieser Arbeit nicht möglich gewesen.

Sie haben immer ein offenes Ohr für mich gehabt und standen mir jederzeit mit Rat und Tat zur Seite. Durch Ihre fachliche Kompetenz aber auch Ihre nette und humorvolle Art habe ich mich jederzeit bestens beraten gefühlt. Ihre Betreuung ist wirklich außergewöhnlich gut. Auch für Ihre Geduld und Ausdauer mit mir möchte ich mich ausdrücklich von ganzem Herzen bedanken.

Ich würde eine Promotion unter Ihrer Leitung jederzeit weiterempfehlen. Vielen Dank für alles!

Des Weiteren gilt mein Dank Frau Elke Mey für die Hilfe bei der Datenaufnahme und allen Probanden die sich zu Forschungszwecken in den Centaur gewagt haben.

Meinen Eltern möchte ich für ihre jahrelange Unterstützung aber auch für ihre Motivation und Aufmunterung bezüglich der Fertigstellung dieser Dissertation danken.

Zu guter Letzt gilt mein Dank allen Freunden und lieben Menschen um mich herum, die mich während der Erstellung dieser Arbeit begleitet und wenn es nötig war auch ein wenig abgelenkt haben. Das kann auch zielführend sein.

Herausheben möchte ich Sarah. Du hast mir immer zur Seite gestanden, mich jeden Tag neu motiviert und dabei die ein oder andere schlechte Laune von mir ausgehalten. Vielen Dank für deine liebevolle Unterstützung!

9.3 Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:

PD Dr. Christoph Anders

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Ort, Datum

Unterschrift des Verfassers